

Universitat de Lleida
Escola Politècnica Superior
Grado en ingeniería electrónica industrial y automática

Proyecto de final de Carrera

CARACTERIZACIÓN DE TUMORACIONES HEPÁTICAS MEDIANTE ANÁLISIS DE TEXTURAS

Autora: Mariona Puigdemasa Nieto

Director: Francisco Clariá Sancho

Junio de 2014

*La única forma de hacer un gran trabajo es amando
lo que haces. Si no lo has encontrado aún,
continúa buscando. No te acomodes.
Como todo lo que es propio del corazón,
lo sabrás cuando lo encuentres.*

Steve Jobs

AGRADECIMIENTOS

Mi sincero agradecimiento a mi tutor de proyecto Francisco Clariá Sancho, por sus horas de dedicación, toda la ayuda que me ha prestado, su interés y los ánimos que me ha dado.

Gracias también por haber confiado en mí para la colaboración con un gran proyecto de investigación que espero que en un futuro no muy lejano tenga una aplicación práctica y se consiga salvar muchas vidas gracias a la detección precoz de tumoraciones hepáticas.

0. ÍNDICE

ÍNDICE GENERAL

1. Introducción.....	9
1.1 Introducción a las metástasis hepáticas.....	10
1.2 Introducción al proyecto.....	13
1.3 Objetivos.....	14
2. Descripción y localización de los nódulos hepáticos.....	15
2.1 Introducción.....	16
2.2 Descripción y localización de los nódulos hepáticos.....	16
2.2.1 Descripción de las características visuales de una tumoración hepática...16	
2.2.2 Localización de los nódulos hepáticos.....	17
3. Definición de regiones ROI para diferenciar texturas.....	21
3.1 Introducción a las regiones de interés (ROI).....	22
3.2 Utilización de regiones ROI para diferenciar texturas.....	22
4. Aplicación de procesos de ecualización de intensidad y contraste.....	26
4.1 Introducción.....	27
4.2 Estudio y aplicación de procesos de mejora del contraste.....	27
4.2.1 Definición de la función contraste.....	27
4.2.2 Estudio de la aplicación de la función contraste para acentuar la presencia de tumoraciones hepáticas.....	28
4.2.3 Aplicación de la función contraste y resultados.....	30
5. Caracterización de las diferentes texturas. Análisis estadístico descriptivo.....	38
5.1 Introducción.....	39
5.2 Descripción de los parámetros para el análisis estadístico descriptivo.....	39
5.3 Obtención de los parámetros estadísticos.....	41
5.4 Estudio estadístico.....	43
5.4.1 Introducción.....	43
5.4.2 Estudio estadístico.....	43
5.4.3 Conclusiones del análisis estadístico.....	53
6. Estudio de la intensidad de los píxeles en un corte transversal en un nódulo hepático.....	55
6.1 Introducción.....	56
6.2 Obtención de la gráfica específica de un nódulo hepático.....	56

6.3 Obtención de un filtro FIR específico para alisar la señal del tumor.....	58
6.3.1 Introducción a los filtros FIR.....	58
6.3.2 Diseño de un filtro FIR específico para la eliminación de ruido.....	59
6.4 Aproximación de la gráfica característica de un nódulo hepático a una función polinómica conocida.....	66
7. Conclusiones.....	72
8. Anexo.....	75
8.1 Programa.....	76
8.1.1 Programa principal.....	76
8.1.2 Función contraste.....	82
8.2 Datos para el análisis estadístico.....	84
8.2.1 Parámetros sin aplicar mejora en el contraste.....	84
8.2.2 Parámetros aplicando mejora en el contraste.....	102
9. Bibliografía.....	120

ÍNDICE DE FIGURAS

<i>Ilustración1: Definición de las texturas de un nódulohepático.....</i>	<i>17</i>
<i>Ilustración2: Regiones ROI para diferenciar texturas</i>	<i>23</i>
<i>Ilustración3: Nódulo hepático presente en la trama 31.....</i>	<i>29</i>
<i>Ilustración4: Prueba 1 de mejora del contraste en la trama 31</i>	<i>30</i>
<i>Ilustración5: Prueba 2 de mejora del contraste en la trama 31</i>	<i>31</i>
<i>Ilustración6: Prueba 3 de mejora del contraste en la trama 31</i>	<i>32</i>
<i>Ilustración7: Ejemplo de histograma</i>	<i>39</i>
<i>Ilustración8: Gráficas de los valores medios de las variables dependientes clasificadas por textura y contraste lumínico.....</i>	<i>47</i>
<i>Ilustración9: Cortes trasversales objeto del análisis de la intensidad.....</i>	<i>56</i>
<i>Ilustración10: Gráfico del corte horitzontal.....</i>	<i>57</i>
<i>Ilustración11: Gráfico del corte vertical</i>	<i>57</i>
<i>Ilustración12: Estructura de un filtro FIR.....</i>	<i>59</i>
<i>Ilustración13: Módulo del filtro FIR.....</i>	<i>64</i>
<i>Ilustración14: Fase del filtro FIR.....</i>	<i>65</i>
<i>Ilustración15: Diagrama de polos y ceros del filtro FIR.....</i>	<i>65</i>
<i>Ilustración16: Aproximación de la señal tumor a un polinomio de primer orden</i>	<i>67</i>
<i>Ilustración17: Aproximación de la señal tumor a un polinomio de segundo orden</i>	<i>68</i>
<i>Ilustración18: Aproximación de la señal tumor a un polinomio de tercer orden</i>	<i>68</i>
<i>Ilustración19: Aproximación de la señal tumor a un polinomio de cuarto orden.....</i>	<i>69</i>
<i>Ilustración20: Aproximación de la señal tumor a un polinomio de orden cinco.....</i>	<i>69</i>
<i>Ilustración21: Aproximación de la señal tumor a un polinomio de orden seis.....</i>	<i>70</i>

ÍNDICE DE TABLAS

<i>Tabla 1: Localización de los nódulos hepáticos</i>	<i>20</i>
<i>Tabla 2: Definición de las ROI tumor, arco e hígado.....</i>	<i>24</i>
<i>Tabla 3: Ejemplo de creación de las máscaras tumor, arco e hígado.....</i>	<i>25</i>
<i>Tabla 4: Descripción de las tres texturas presentes en un nódulo hepático.....</i>	<i>29</i>
<i>Tabla 5: Aplicación de dos diseños de mejora del contraste a todos los nódulos hepáticos.....</i>	<i>36</i>
<i>Tabla 6: Parámetros estadísticos obtenidos por tumor.....</i>	<i>41</i>
<i>Tabla 7: Medias aritméticas globales de todos los parámetros estadísticos obtenidos del análisis de los 9 tumores</i>	<i>42</i>
<i>Tabla 8: Valores medios y desviación típica de las variables dependientes.....</i>	<i>46</i>
<i>Tabla 9: Prueba de esfericidad de Mauchly.....</i>	<i>49</i>
<i>Tabla 10: Valores de significación estadística de las variables dependientes en función del factor textura.....</i>	<i>50</i>
<i>Tabla 11: Valores de significación estadística de las variables transformadas en función del factor textura.....</i>	<i>50</i>
<i>Tabla 12: Vectores contraste (T_n) diferencia de nivel 3.....</i>	<i>51</i>
<i>Tabla 13: Prueba de esfericidad de Mauchly.....</i>	<i>52</i>
<i>Tabla 14: Valores de significación estadística de las variables dependientes en función del factor textura.....</i>	<i>52</i>
<i>Tabla 15: Valores de significación estadística de las variables transformadas en función del factor textura.....</i>	<i>53</i>
<i>Tabla 16: Parámetros de diseño de Matlab de un filtro FIR.....</i>	<i>60</i>
<i>Tabla 17: Aplicación de un filtro FIR al variar el parámetro F_s.....</i>	<i>63</i>
<i>Tabla 18: Parámetros del filtro FIR diseñado</i>	<i>64</i>

1. INTRODUCCIÓN

1.1 Introducción a las metástasis hepáticas

CONSIDERACIONES GENERALES

En los pacientes que mueren por cáncer, las metástasis hepáticas son las más frecuentes (42%), luego siguen pulmón (40%) y hueso (35%). Las metástasis hepáticas en su gran mayoría corresponden a tumores que drenan en el sistema portal (colon, estómago, páncreas, árbol biliar), aunque los adenocarcinomas, los linfomas, melanomas, neuroblastomas, carcinoides, sarcomas y tumores bronquiales de células pequeñas también pueden causar la metástasis en el hígado. Las metástasis hepáticas son los tumores más frecuentes del hígado constituyendo el 98 % de las masas hepáticas.

La precisa detección de las metástasis hepáticas en el momento del diagnóstico o durante el proceso del tratamiento es crucial. Una temprana detección permite la oportunidad de realizar una intervención quirúrgica al paciente donde al menos en el caso del cáncer colon-rectal se han obtenido prósperos resultados. Si bien los pacientes con metástasis hepáticas se encuentran en una etapa avanzada de su enfermedad, ello no significa que no pueda serlo ya sea por parte de los cirujanos y/o de los oncólogos una alternativa terapéutica que puede ofrecer una prolongación de la supervivencia y en ciertos casos la curación.

En la actualidad gracias a un mejor manejo anestésico, los cuidados postoperatorios, y un mejor conocimiento de las técnicas de resección hepática se ha logrado disminuir la mortalidad perioperatoria, convirtiendo la cirugía en un tratamiento seguro, cuando se realiza en centros adecuados y con equipo entrenado.

Los procedimientos diagnósticos basados en el análisis de la imagen juntamente con las terapias de inclusión, fotocoagulación láser, radiofrecuencia y MWA e inyección percutánea de etanol ofrecen una alternativa paliativa de curación cuyo éxito depende de lo precisa que sea la imagen del neoplasma del hígado y de lo bien que se puedan caracterizar los nódulos hepáticos. Existen dos tipos de procedimientos diagnósticos madre, la tomografía computada (TAC) y la resonancia nuclear magnética (RNM), los cuales han experimentado avances tecnológicos. Las nuevas técnicas de imagen (TAC helicoidal y RM) han aumentado espectacularmente la capacidad para caracterizar los nódulos hepáticos. Por otra parte, la ecografía es una exploración sistemática en el diagnóstico y el seguimiento de diversas patologías abdominales y el hallazgo de lesiones ocupantes de espacio hepáticas es cada vez más frecuente.

Factores como viabilidad, técnica y experiencia clínica, coste y tolerancia del paciente afectan al estudio de la elección con la cual se va a tratar al paciente. Estar familiarizado con la técnica a utilizar es importante para evitar los falsos-positivos diagnósticos que pueden producir un efecto sustancial en el tratamiento del paciente. La elección de realizar un estudio de la imagen debe estar influenciada por las indicaciones clínicas. Los objetivos más relevantes que se persiguen al realizar procedimientos diagnósticos mediante el análisis de la imagen son la revisión del órgano para la detección de posibles lesiones hepáticas, la caracterización de las

lesiones del hígado, la localización anatómica y la evaluación de un cambio en un intervalo de tiempo en el cual el paciente está sometido al tratamiento. Cuando el estudio se ciñe a los objetivos clínicos, los recursos de diagnóstico mediante la imagen se utilizan óptimamente.

PROCEDIMIENTOS DIAGNÓSTICOS

La resonancia nuclear magnética (RNM) aplicada a fines médicos es un procedimiento que consiste en la aplicación de un campo magnético para obtener una imagen de los tejidos blandos de un paciente. La resonancia magnética no expone a los pacientes a ningún tipo de radiación. Con la resonancia magnética también se pueden detectar las zonas óseas pero se observan mejor mediante tomografía axial computarizada (TAC). Mediante esta técnica se somete al cuerpo a múltiples haces de rayos X liberados simultáneamente desde diferentes ángulos y avanzando en su recorrido de forma helicoidal. Posteriormente mediante procesamiento con computador se integran para generar una imagen del área en estudio. En resumen, una TAC consiste en un conjunto de imágenes extraídas mediante radiación X para obtener cortes o secciones de objetos anatómicos.

En el TAC los tejidos menos densos absorberán más energía con el haz de rayos y por eso se observan de forma más densa, como por ejemplo los pulmones. Sin embargo, los tejidos más sólidos como pueden ser los huesos, absorben menos radiación y aparecen más débiles.

El TAC ofrece más detalles que una radiografía corriente. La radiografía corriente solo se utiliza la emisión de un único haz de rayos X.

Por otra parte, la angiografía es una técnica que, mediante la introducción de un contraste radiológico en el sistema circulatorio, permite visualizar mejor los vasos sanguíneos y su recorrido en cualquier zona del cuerpo. La angiografía es útil en la detección de pequeñas metástasis de tumores hipervascularizados (endocrinos, hipernefromas, etc.). Mediante una orientación clínica cuidadosa y la utilización de la diferente capacidad de adquisición del contraste yodado es posible llegar al diagnóstico, estadificación e indicación quirúrgica de la mayoría de los tumores. Para el diagnóstico de certeza se requiere la biopsia o punción con aguja fina guiada por ecografía o TAC. La punción diagnóstica solo debe reservarse para casos seleccionados cuyo resultado puede cambiar la indicación terapéutica.

Para evaluar la existencia de enfermedad extrahepática el TAC es el método de elección. En la evaluación preoperatoria de la resecabilidad, posibilidad de extirpación (resección), la ecografía y la RNM son los métodos más adecuados. También la ecografía, la tomografía axial computarizada y la resonancia nuclear magnética son las mejores combinaciones para la detección de masa ocupante hepática mayor de 2 cm.

En este trabajo se usan imágenes obtenidas con TAC para el estudio de tumores hepáticos. A continuación y a modo de guía, se describe brevemente la clasificación de las lesiones ocupantes del espacio hepático.

Basado en las imágenes obtenidas con esta técnica las lesiones ocupantes del espacio hepático se dividen en quísticas y nódulos sólidos. Los nódulos sólidos según la historia clínica se agrupan en tres escenarios:

- Pacientes con antecedentes de hepatopatía crónica, diagnóstico más probable, hepatocarcinoma.
- Paciente con antecedentes de neoplasia, diagnóstico más probable, metástasis.
- Paciente sin antecedentes, diagnóstico más probable, tumor benigno.

Se describen los hallazgos típicos del hepatocarcinoma en la TAC helicoidal de triple fase:

- hipervascular en la fase arterial.
- heterogéneo en la fase portal.
- hipovascular en la fase de equilibrio.

En las metástasis de tumores en la TAC en doble fase se observa un nódulo hipovascular en la fase portal e isodenso en la fase de equilibrio. Los hallazgos de la TAC helicoidal en los tumores benignos son también muy específicos: el hemangioma presenta captación intensa retardada de contraste. La hiperplasia nodular focal es hipervascular homogénea y el adenoma es heterogéneo debido a las hemorragias intratumorales.

En conclusión, cada caso debe ser analizado en particular y en equipo de especialistas. El tratamiento multidisciplinario entre cirujanos, oncólogos, especialistas en imágenes, intervencionistas, radioterapeutas y anatomopatólogos logra los mejores resultados en pacientes con metástasis hepáticas.

1.2 Introducción al proyecto

Este proyecto se inició fruto de la colaboración del grupo de investigación Procesado de la Señal y Electrónica de Control de la Universidad de Lleida con el Servicio de Cirugía Digestiva del Hospital Universitario Arnau de Vilanova de Lleida, como un estudio preliminar de posibles acciones orientadas a la detección precoz de tumoraciones hepáticas. Los resultados aportados por este estudio tenderán a encaminar las futuras acciones en un proyecto conjunto que tenga como objetivo posibilitar, mediante procesamiento de la señal e incorporando al estudio otros marcadores no gráficos, la detección de tumoraciones hepáticas prematuras con más anticipación que la conseguida únicamente con imágenes. La gran complejidad de dicho proyecto dio pie a mi proyecto de final de grado en el que me inicio en la caracterización de tumoraciones hepáticas, paso previo e indispensable para proceder en el estudio y posterior diseño de un procedimiento capaz de detectar tumoraciones hepáticas prematuras.

Seguidamente y a modo de orientación, se describen brevemente las acciones llevadas a cabo en este trabajo.

El objetivo principal que se persigue en este proyecto es caracterizar las tumoraciones hepáticas mediante el análisis de las texturas de las cuales están compuestas. Para ello se dispone de una tomografía axial computarizada de un paciente que presenta metástasis hepática donde se localizan 7 nódulos hepáticos.

En primer lugar, se estudia la posibilidad de modificar el contraste de las imágenes procedentes del TAC y se diseña una función de manera que los tumores se pongan de manifiesto con mayor relevancia.

A continuación, se definen las tres texturas de las cuales está compuesta una tumoración hepática (textura tumor, textura arco y textura hígado) y se diseña un procedimiento para guardar los valores de cada una de ellas en una variable distinta para posteriores análisis. Este procedimiento se fundamenta en la definición de regiones de interés ROI.

Una vez diferenciadas las tres texturas se extraen varios parámetros estadísticos descriptivos para proceder con un estudio estadístico con el objetivo de ratificar que mediante los parámetros estadísticos obtenidos podemos caracterizar las tumoraciones hepáticas y que la modificación del contraste resulta positivo en el procedimiento a seguir para la detección de tumoraciones hepáticas.

En el último capítulo, se realiza un estudio de la intensidad de los píxeles sobre un corte transversal en un nódulo hepático con el objetivo de extraer una gráfica característica de las tumoraciones hepáticas. Para dicho análisis es necesario el diseño de un filtro con respuesta impulsional finita (FIR) para suavizar dicha gráfica y facilitar su caracterización. Posteriormente se obtiene, a partir de las muestras, una expresión matemática modelo de las tumoraciones hepáticas.

Finalmente, se describe un procedimiento a seguir para la verificación de la presencia de nódulos hepáticos.

1.3 Objetivos

- Describir las características visuales de un tumor y localizar los tumores existentes en el TAC objeto del estudio.
- Definir regiones de interés (ROI) del tipo poligonal para diferenciar las diferentes texturas de las que están compuestos los tumores.
- Crear una máscara para cada textura que permita trabajar y analizar exclusivamente una región del tumor.
- Aplicar procesos de ecualización de intensidad y contraste para dar mayor relevancia a las características lumínicas de los tumores.
- Estudiar la existencia de una curva característica al realizar un corte transversal en un nódulo hepático y analizar el valor de los píxeles sobre el mismo.
- Extraer parámetros estadísticos característicos de los nódulos hepáticos a las imágenes originales y una vez se ha mejorado el contraste de las mismas.
- Realizar un análisis estadístico para analizar si la mejora de las características lumínicas en los tumores es beneficioso o no en proceso de detección de un nódulo hepático.
- Describir un procedimiento a seguir para detectar un tumor.

2. DESCRIPCIÓN Y LOCALIZACIÓN DE LOS NÓDULOS HEPÁTICOS

2.1 Introducción

Se dispone de una tomografía axial computarizada de hígado de un paciente que presenta metástasis hepática.

En dicho TAC se observan siete posibles tumores que serán analizados y caracterizados en este proyecto.

A continuación se describen las características que presentan a simple vista todos los nódulos hepáticos y se muestran localizándolos en las tramas del TAC.

2.2 Descripción y localización de los nódulos hepáticos

2.2.1 Descripción de las características visuales de una tumoración hepática

Cualquier tumor se desenvuelve y crece dibujando círculos concéntricos. Es por eso que la primera característica que observaremos en los tumores es su forma circular.

Un nódulo hepático presenta tres texturas diferenciadas alrededor del foco del tumor las cuales se diferencian claramente a simple vista porque se caracterizan por diferentes tonalidades en la escala de grises. El foco del tumor, al cual llamaremos **textura tumor**, presenta el tono de gris más oscuro. Dibujando una corona circular alrededor de la textura tumor aparece la **textura arco** caracterizada por ser una zona muy vascularizada la cual está compuesta por una infinidad de vasos sanguíneos que se concentran para alimentar el tumor. Esta segunda textura se caracteriza por una tonalidad de gris muy claro, casi blanco. Por último y envolviendo al conjunto del tumor visualizamos la **textura hígado**. Esta textura es de una tonalidad intermedia entre la textura tumor y la textura arco, además se considera de referencia ya que en un hígado totalmente sano solo debería estar compuesto por esta textura.

En la siguiente imagen se muestran las tres texturas que se han descrito y los límites de cada una de ellas.

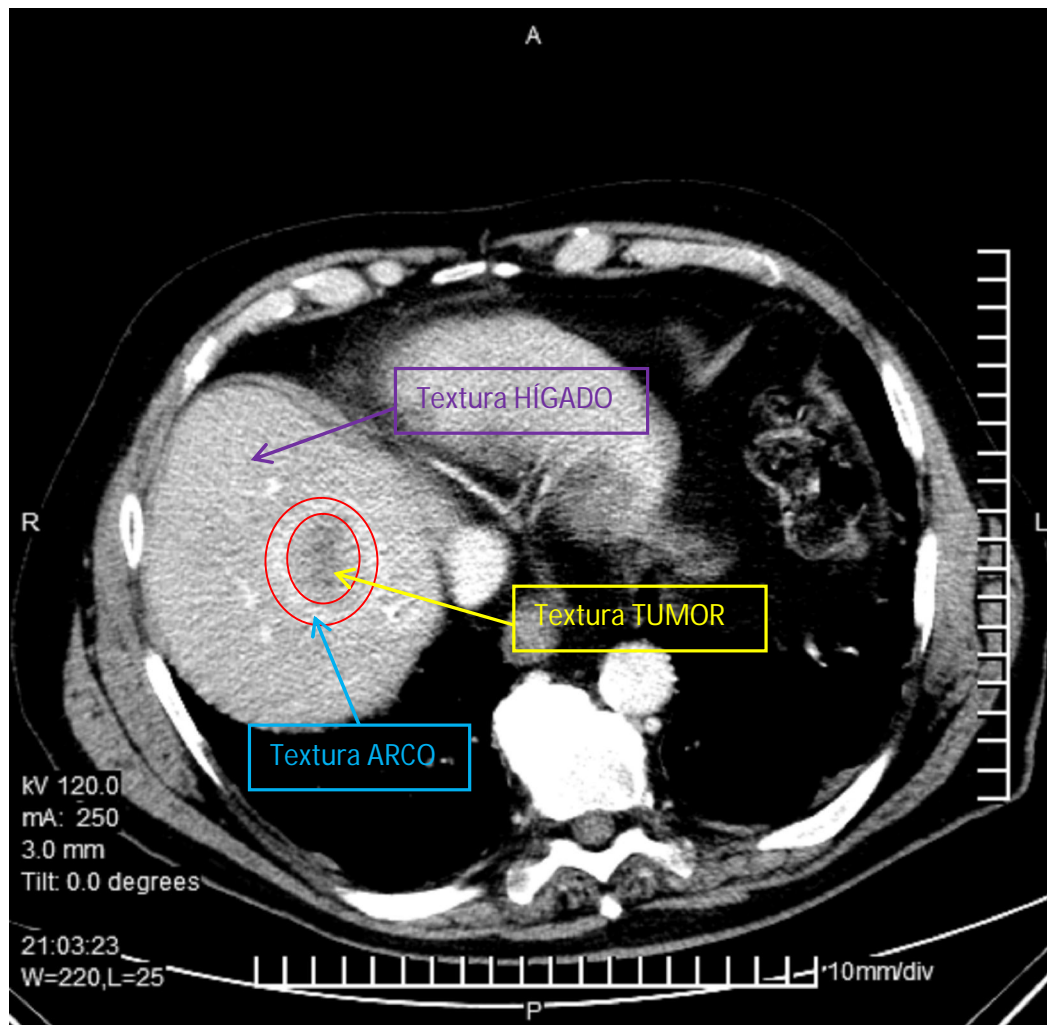
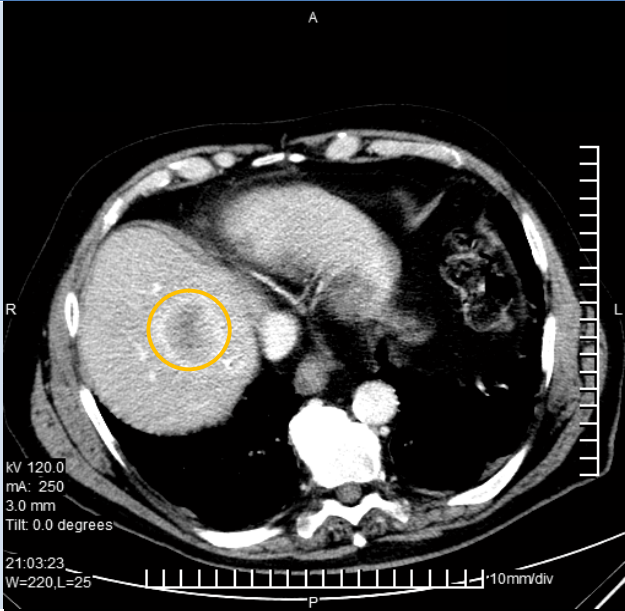
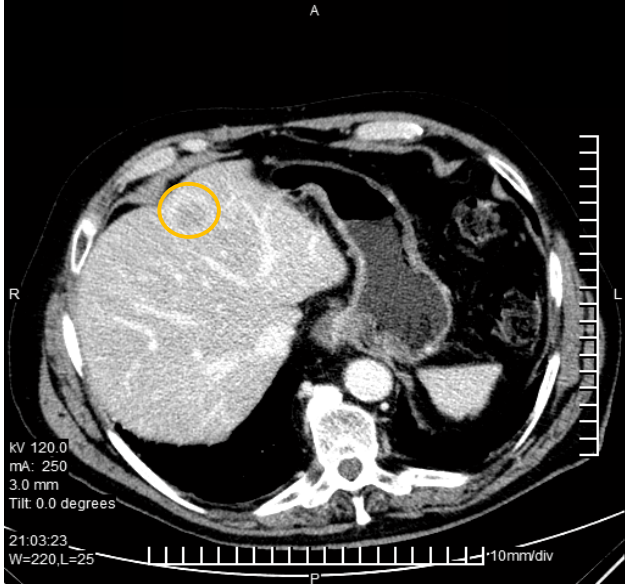
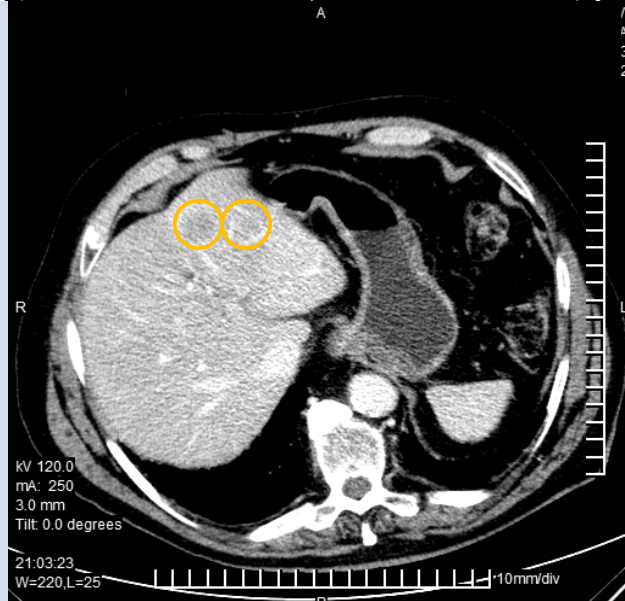


Ilustración 1: Definición de las texturas de un nódulo hepático

2.2.2 Localización de los nódulos hepáticos

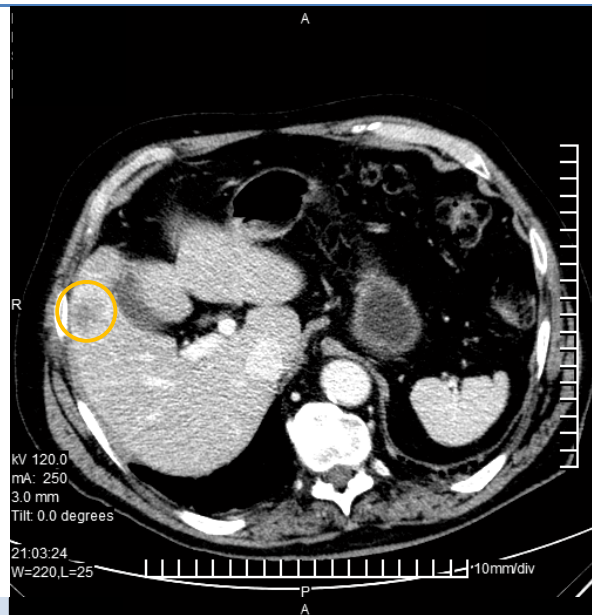
A continuación se muestran los tumores que aparentemente se observan en el TAC analizado y su localización.

Más adelante se analizarán detalladamente extrayendo parámetros estadísticos y gráficos y realizando diferentes estudios con el fin de confirmar la existencia de los nódulos hepáticos que a simple vista se han detectado atendiendo únicamente a las características visuales descritas en el apartado anterior.

Trama i descripción	Tumor
<p>Trama 31</p> <p>Tumor nº1</p>	
<p>Trama 43</p> <p>Tumor nº2</p>	
<p>Trama 45</p> <p>Tumor nº2, trama 43, vuelve a aparecer debido a su forma esférica</p> <p>Tumor nº3</p>	

Trama 53

Tumor n°4



Trama 60

Tumor n°4, trama 53, vuelve a aparecer debido a su forma esférica

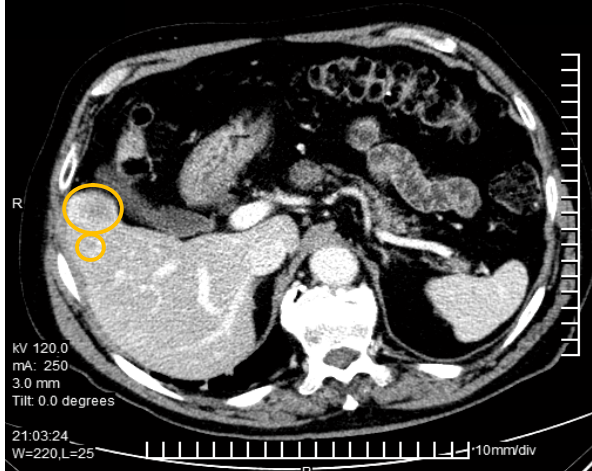
Tumor n°5



Trama 65

Tumor n°4, vuelve a aparecer

Tumor n°6, muy pequeño



Trama 79

Tumor n°7, muy pequeño

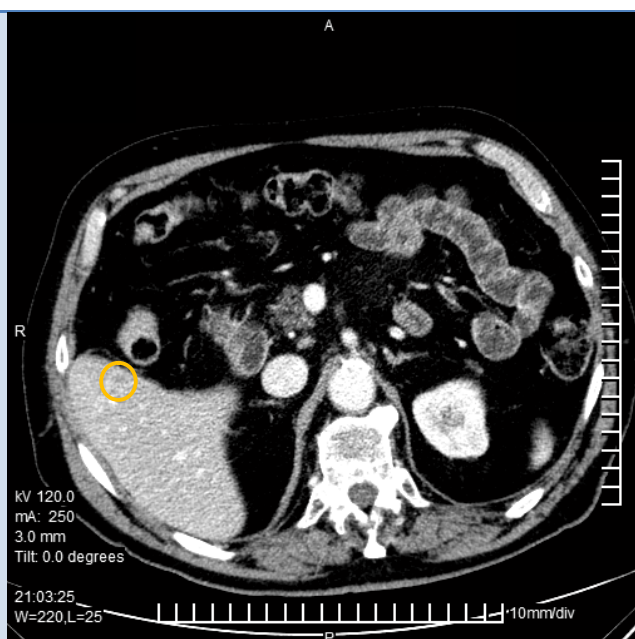


Tabla 1: Localización de los nódulos hepáticos

3. DEFINICIÓN DE REGIONES ROI PARA DIFERENCIAR TEXTURAS

3.1 Introducción a las regiones de interés (ROI)

Una región de interés (ROI) es una porción de una imagen que se quiere filtrar o se desea realizar alguna otra operación con ella. Se puede definir una región ROI creando una máscara binaria, la cual tenga el mismo tamaño que la imagen que se quiere procesar con los píxeles, definidos por la región ROI, a 1 lógico y los demás píxeles hasta completar el tamaño de la imagen definidos a 0. Se puede definir más de una región ROI en una imagen.

Para crear la máscara se usa la función *createMask* que nos ofrece Matlab. Se escoge la forma de objeto de la región ROI que se desea mediante diferentes instrucciones: *impoint*, *imline*, *imrect*, *imellipse*, *impoly*, *orimfreehand*. En el proyecto se ha usado una forma de objeto poligonal que el propio usuario ha de definir ya que es la mejor forma de aproximar con el mínimo error la región que se desea estudiar a la ROI definida.

El método *createMask* devuelve una matriz binaria del mismo tamaño que la imagen de entrada.

En esta sección, la definición de regiones ROI nos permite, dentro de un mismo tumor, analizar las tres texturas de las cuales está compuesto por separado con el objetivo de caracterizar cada textura.

3.2 Utilización de regiones ROI para diferenciar texturas

Se observan claramente tres texturas diferenciadas alrededor del foco del tumor tal como se ha definido en el apartado 2.2.1. El tumor se desenvuelve y crece dibujando dos círculos concéntricos.

Es importante caracterizar y diferenciar estas tres texturas ya que en la localización de todo nódulo hepático aparecerán.

Para iniciarnos en el estudio, el primer paso a seguir es diferenciar las tres texturas en la imagen y guardar los valores por texturas en variables distintas. Para ello, de forma visual, se delimitan tres regiones poligonales ROI las cuales se muestran en la imagen y se definen a continuación, a partir de estas tres regiones y mediante operaciones morfológicas se crearán otras tres regiones ROI las cuales contendrán únicamente las texturas tumor, arco e hígado por separado.

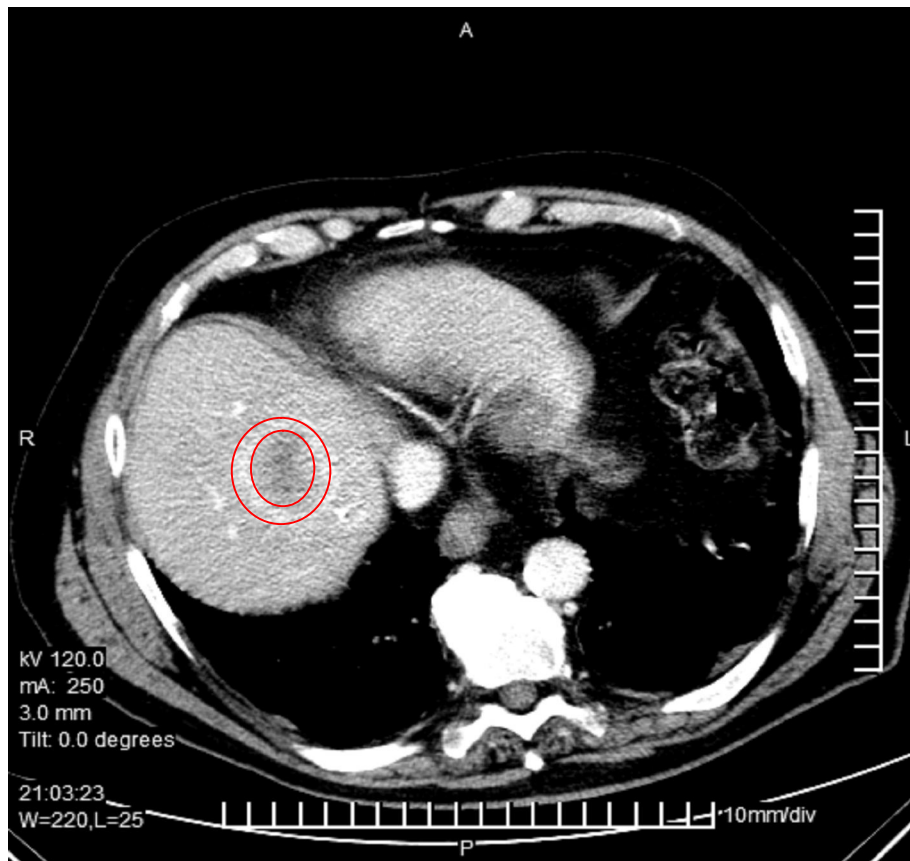


Ilustración2: Regiones ROI para diferenciar texturas

- **ROI 1:** polígono que envuelve la textura tumor. En la imagen corresponde a la aproximación poligonal de la circunferencia pequeña. Esta región ya corresponde a la ROI que contendrá únicamente la textura tumor.
- **ROI 2:** polígono definido sobre la línea límite entre las regiones de vasos sanguíneos e hígado. En la figura se representa por la circunferencia grande. Esta ROI contiene los píxeles de las texturas tumor y arco.
- **ROI 3:** polígono que contiene textura hígado. Esta textura puede contener o no el tumor recogido por la ROI 2.

A partir de las tres regiones (ROI 1, ROI 2 y ROI 3) y aplicando las operaciones morfológicas que se definen en la tabla adjuntase crean tres nuevas regiones ROI (ROI_tumor, ROI_arco y ROI_hígado) las cuales nos servirán como máscaras para recoger únicamente los valores de los píxeles de las texturas tumor, arco e hígado respectivamente.

Región de interés	Creación	Descripción
ROI_tumor	ROI 1	Círculo delimitado por la circunferencia pequeña
ROI_arco	ROI 2 – ROI 1	Corona circular delimitada por las dos circunferencias
ROI_hígado	ROI 3 – ROI 2	Zona contenida en la ROI 3 menos la zona que ocupa el tumor completo. Círculo, si ROI 3 no contiene el tumor o corona circular, si la ROI 3 es concéntrica al tumor

Tabla 2: Definición de las ROI tumor, arco e hígado

A continuación se muestra un ejemplo de la creación de las tres máscaras para capturar los valores característicos de las tres texturas: tumor, arco e hígado.

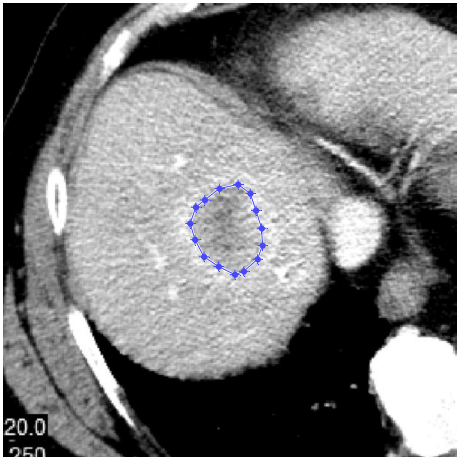
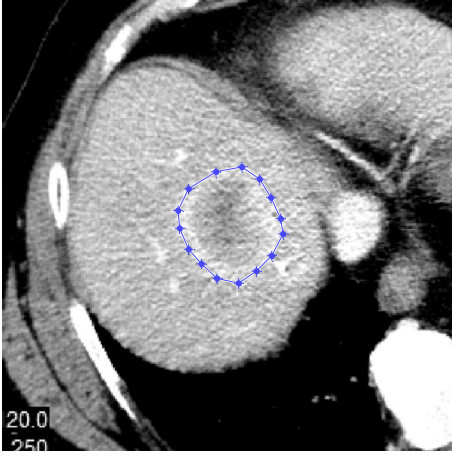
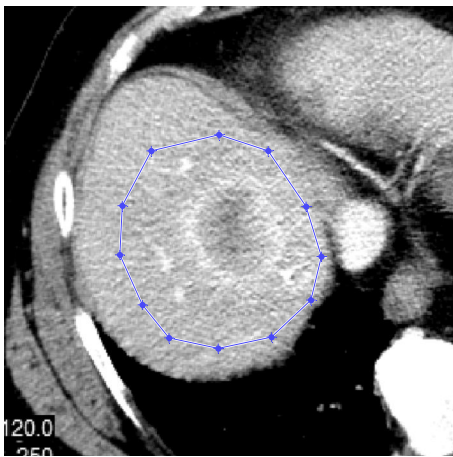
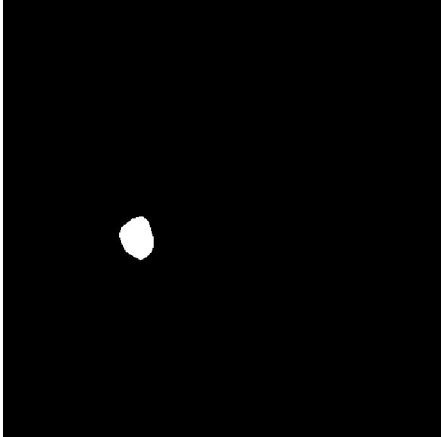
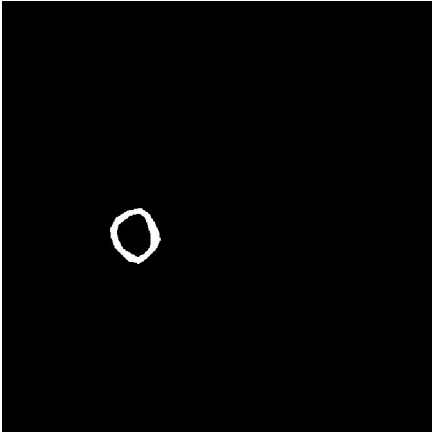
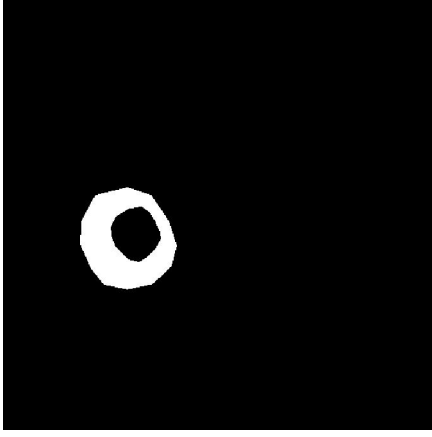
Regiones ROI	ROI 1	ROI 2	ROI 3
			
Máscaras	Textura TUMOR	Textura ARCO	Textura HÍGADO
			

Tabla 3: Ejemplo de creación de las máscaras tumor, arco e hígado

4. APLICACIÓN DE PROCESOS DE ECUALIZACIÓN DE INTENSIDAD Y CONTRASTE

4.1 Introducción

Las imágenes procedentes del TAC se reciben en formato DICOM que es un estándar de intercambio de archivos de información en actividades biomédicas. En este trabajo para procesar las imágenes se usará el entorno Matlab en el que una vez leídas del archivo en formato DICOM, son asimiladas como una matriz numérica de 512 filas por 512 columnas y un rango de valores entre 0 y 65535, que representan la intensidad de cada uno de los puntos que forman la imagen.

El objetivo inicial que se persigue es dar mayor relevancia a las características lumínicas de los tumores. Para ello se aplican diversos procesos de ecualización de intensidad y contraste de forma experimental.

El ajuste de intensidad es una técnica de mejora de la imagen en la cual se cambia el rango de valores de intensidad especificado en el mapa de la imagen.

Existen varias funciones en el entorno Matlab que permiten al usuario ajustar este nuevo rango dependiendo de las necesidades. Las más utilizadas son las siguientes: *histeq*, *imadjust* y *adapthisteq*.

Un caso particular de la aplicación del ajuste de intensidad es cuando se pretende mejorar el contraste. Esta técnica consiste en dispersar el histograma de intensidad de manera que el rango de intensidad pasa a ser mayor y en consecuencia se remarcan más los cambios de tonalidad.

Sin embargo los resultados que pueden obtenerse usando estas funciones resulta un tanto limitado para este estudio. Sería más conveniente modificar el histograma de intensidad de manera que el rango de intensidad pase a ser controlado a voluntad y en consecuencia también lo sean estos cambios de tonalidad.

4.2 Estudio y aplicación de procesos de mejora del contraste

4.2.1 Definición de la función contraste

Como se ha mencionado en la introducción no nos basta con las funciones que ofrece el entorno Matlab para mejorar el contraste. Para proceder se define una función que mejora el contraste por intervalos. El rango de valores que puede tomar un píxel va de 0 a 65535. La función se representa de la siguiente forma 'contraste(x1,x2,x3,x4,x5)'. Como se ha mostrado, la función admite cinco parámetros como variables de entrada los cuales se definen a continuación:

- El primer parámetro corresponde a la variable que contiene la imagen a la cual se desea mejorar el contraste.

- El segundo y tercer parámetro corresponden a los valores que definirán los tres intervalos. Los intervalos quedan definidos de la siguiente forma:
 - 1r intervalo: $0-x_2$
 - 2do intervalo: x_2-x_3
 - 3r intervalo, $x_3-65535$.

- El cuarto y quinto parámetro, x_4 y x_5 , corresponden a los valores que definirán las pendientes de las rectas de la función que se aplicarán a los valores de entrada para mejorar el contraste. Los valores que toman dichas pendientes se especifican a continuación:
 - Pendiente 1r intervalo: x_4/x_2
 - Pendiente 2do intervalo: $(x_5-x_4)/(x_3-x_2)$
 - Pendiente 3r intervalo: $(65535-x_5)/(65535-x_3)$

La función contraste nos devuelve una variable que contiene una variación de la imagen de entrada a la cual se ha aplicado una variación del contraste distinta y variable aplicada para cada uno de los tres intervalos definidos previamente.

Para más información, en la sección 8.1.2 se adjunta el código de la función contraste definida.

4.2.2 Estudio de la aplicación de la función contraste para acentuar la presencia de tumoraciones hepáticas

Como se ha mencionado en el apartado anterior se pretende utilizar la función contraste para acentuar la presencia de tumoraciones hepáticas. En primer lugar, se analizan las características que presentan los tumores. Para ello se escoge una de las tramas en la que se observa un tumor con gran claridad. A continuación se muestra la trama 31 que es la que se ha utilizado.

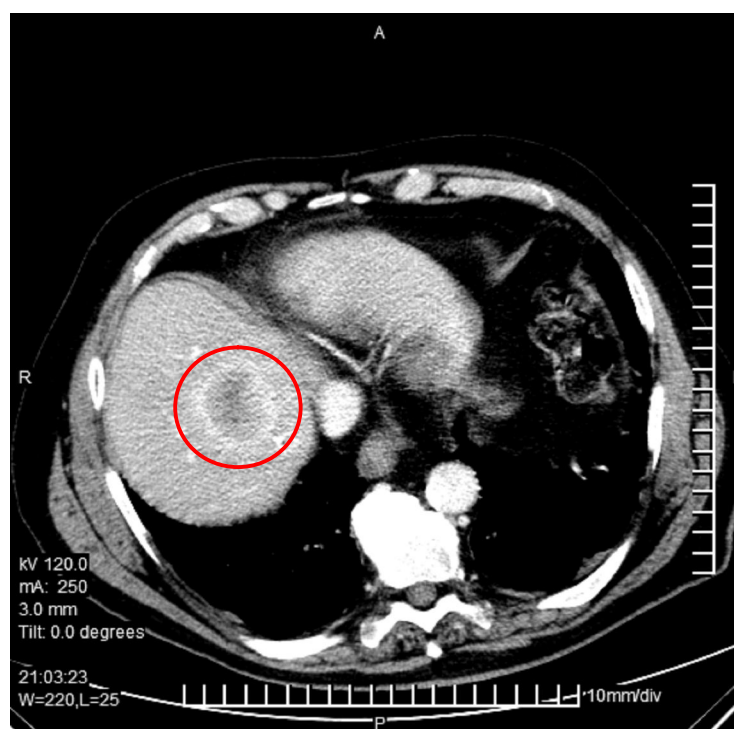


Ilustración3: Nódulohepáticopresente en la trama 31

En segundo lugar, se define una tabla donde se sintetizan las características de las tres texturas que se observan en una zona circular alrededor del foco del tumor.

Textura	Tonalidad	Rango de valores
Tumor	Grisáceo oscuro	0 – 43500
Hígado	Grisáceo	43500 – 56000
Arco de vasos sanguíneos	Blanquinosos	56000 – 65535

Tabla 4: Descripción de las tres texturas presentes en un nódulohepático

Una forma de sobre resaltar las diferentes zonas es conseguir que la textura tumor fuese más oscura, que la textura arco de vasos sanguíneos fuese más blanca y que la textura hígado no variase demasiado.

Para alcanzar el objetivo se analiza cómo deberían de ser las pendientes de las rectas que componen la función contraste. Teniendo en cuenta que el barrido de valores va de 0 a 65535 siendo 0 el color negro y 65535 el color blanco se concluye que es necesario conseguir una pendiente menor que uno para el primer intervalo (tumor), una pendiente aproximadamente de uno para el segundo (hígado) y una pendiente mayor que uno para el tercer intervalo (arco de vasos sanguíneos).

4.2.3 Aplicación de la función contraste y resultados

Siguiendo el modelo de pendientes descrito en el apartado anterior se procede al diseño de la función contraste que mejor acentúe la presencia de tumores. Para ello se escogen los parámetros de entrada, x_1 , x_2 , x_3 , x_4 y x_5 teniendo presente en todos los diseños la relación de pendientes.

A continuación, se muestran tres diseños de función contraste y la aplicación de las mismas a la trama 31 que es donde se encuentra el tumor más destacado.

- **Ejemplo 1**

Función:

```
y1 = contraste (im,43000,58000,20000,45000);  
figure, imshow(y1);
```

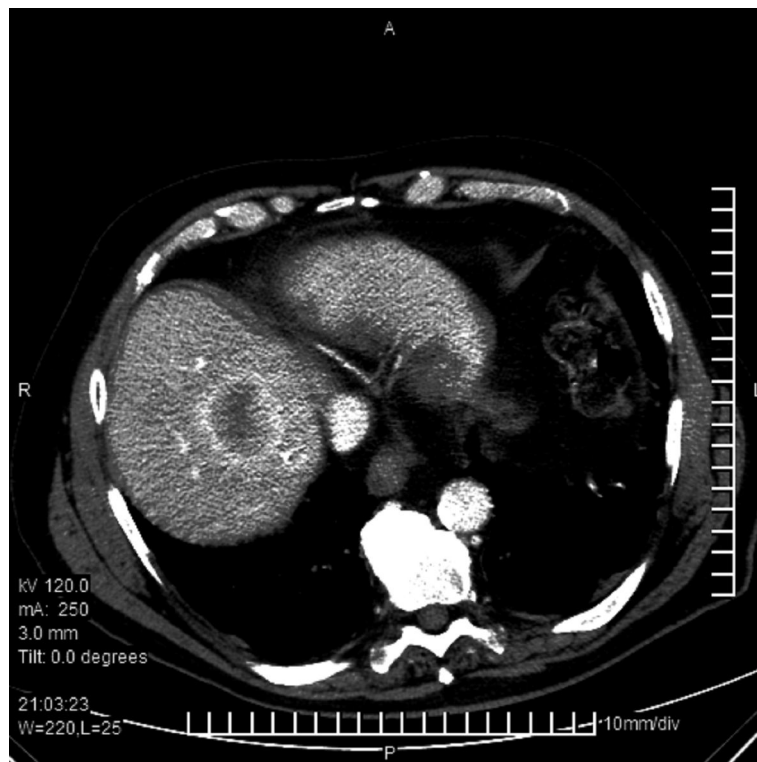


Ilustración4: Prueba 1 de mejora del contraste en la trama 31

- **Ejemplo 2**

Función:

```
y2 = contraste (im,43500,56000,13000,28000);  
figure, imshow(y2);
```



Ilustración5: Prueba 2 de mejora del contraste en la trama 31

- **Ejemplo 3**

Función:

```
y3 = contraste_prueba (im,43500,52000,15000,27000);  
figure, imshow(y3);
```

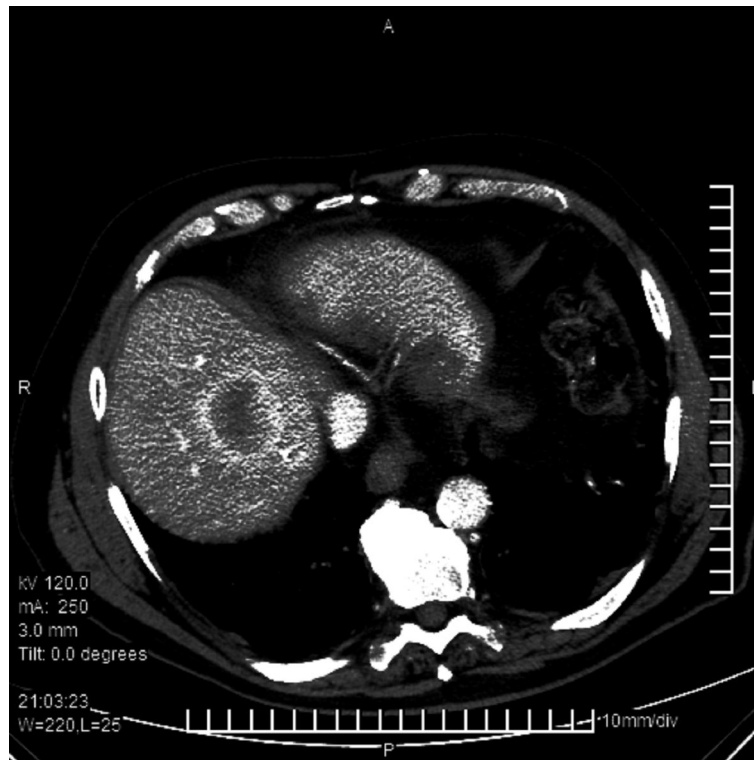


Ilustración6: Prueba 3 de mejora del contraste en la trama 31

Se desea escoger de las tres opciones de mejora del contraste, la que más resalte la presencia de tumores. En primer lugar, se compara el ejemplo número 1 con el ejemplo número 2. Entre ellos se escoge el ejemplo número 1 ya que se observa mayor diferencia de tonalidades entre la textura tumor y la textura arco. En ambos ejemplos se distingue muy bien la textura arco de las otras dos.

A continuación se prueban las dos opciones de mejora del contraste, el ejemplo 1 y el ejemplo 3, a todas las tramas para observar y comparar cuál de las dos opciones consigue resaltar mejor los nódulos hepáticos.

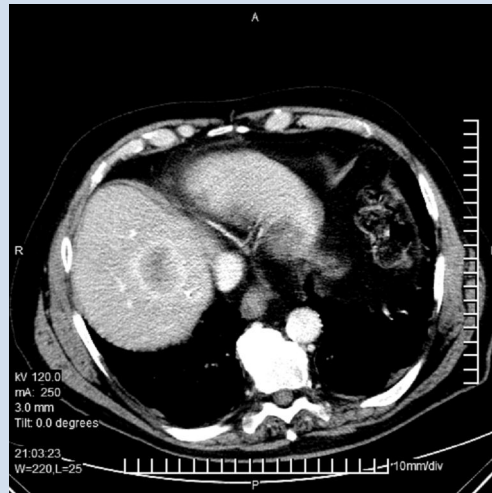
Tramas sin aplicar contraste

Contraste ejemplo 1

Contraste ejemplo 3

Trama 31

Tumor n°1



Trama 43

Tumor n°2



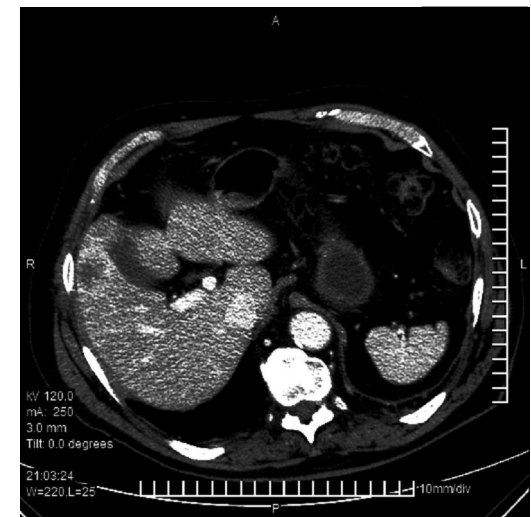
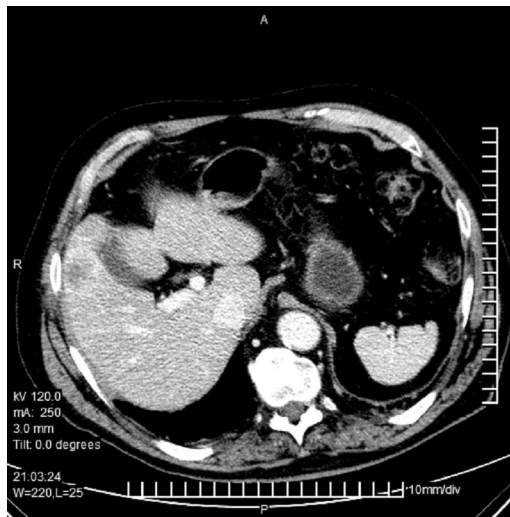
Trama 45

Tumores nº2 y
nº3



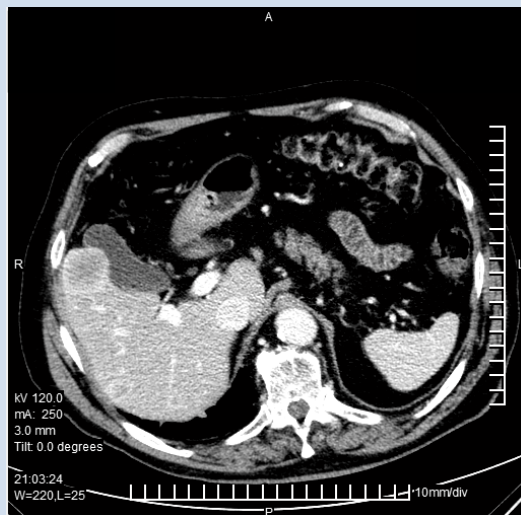
Trama 53

Tumor nº4



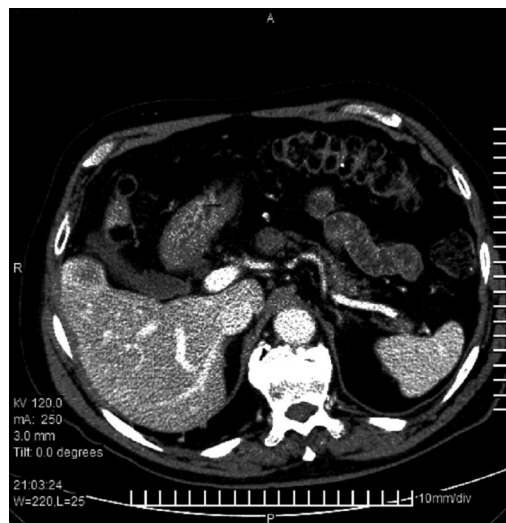
Trama 60

Tumores nº4 y
nº5



Trama 65

Tumores nº4 y
nº6



Trama 79

Tumor nº7



Tabla 5: Aplicación de dos diseños de mejora del contraste a todos los nódulos hepáticos

Después de aplicar las dos funciones de mejora de contraste a todas las tramas las comparamos para escoger la mejor opción.

Ambas funciones mejoran el contraste y resaltan la presencia de nódulos hepáticos pero se observa que en el ejemplo número 1 las diferentes texturas se muestran con mayor nitidez que en el ejemplo número 3. Este fenómeno se observa sobretodo en la textura hígado ya que al aplicar la mejora del contraste con la función del ejemplo número 3 algunos de los píxeles que debían tomar un tono grisáceo intermedio entre las tonalidades de las texturas tumor y arco han quedado completamente blancos y este suceso podría influir negativamente en el estudio de las diferentes texturas diferencia de las imágenes en las que se ha aplicado la función de mejora de contraste ejemplo número 1 donde no la textura hígado se muestra más homogénea en toda su extensión.

Finalmente, se escoge el ejemplo número 1 como mejor opción de mejora del contraste con el fin de resaltar los tumores.

5. CARACTERIZACIÓN DE LAS DIFERENTES TEXTURAS. ANÁLISIS ESTADÍSTICO DESCRIPTIVO

5.1 Introducción

En esta sección se pretende extraer diferentes parámetros estadísticos con el fin de analizar las características presentes por texturas. Recordamos que las tres texturas presentes alrededor de un tumor son las que hemos definido como el foco del tumor a la que llamamos textura tumor, el arco de vasos sanguíneos que alimentan el tumor, llamado arco y la tercera textura es el hígado.

El análisis estadístico por regiones se puede realizar gracias a la creación de máscaras específicas para cada textura tal como se ha explicado en el apartado 2.3

5.2 Definición de los parámetros para el análisis estadístico descriptivo

a) Histograma

Un histograma es una representación gráfica de una variable en forma de barras. Se utilizan para variables discretas o para variables continuas discretizadas, con un gran número de datos y que se han agrupado en clases. En el eje de abscisas se construyen unos rectángulos que tienen por base la amplitud del intervalo, y por altura, la frecuencia absoluta de cada intervalo. La superficie de cada barra es proporcional a la frecuencia de los valores representados.

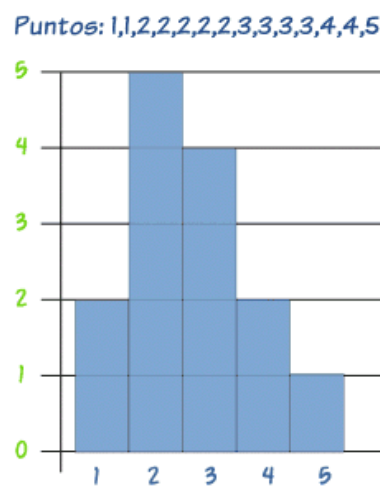


Ilustración7: Ejemplo de histograma

b) Parámetros de localización

- **Media aritmética:** es el valor obtenido al sumar todos los datos y dividir el resultado entre el número total de datos.

$$\bar{x} = \frac{x_1 + x_2 + x_3 + \dots + x_n}{N}$$

$$\bar{x} = \frac{\sum_{i=1}^n x_i}{N}$$

- **Mediana:** es el valor de la variable que se encuentra en la posición central en un conjunto de datos ordenados.
- **Moda:** es el valor de la variable que tiene una mayor frecuencia absoluta.

c) Parámetros de dispersión

- **Rango:** es la amplitud de los datos.
- **Varianza:** es la mediana aritmética del cuadrado de las desviaciones respecto a la media de una distribución estadística. Tiene el significado de potencia media de la secuencia de números que constituye la muestra.

$$\sigma^2 = \frac{(x_1 - \bar{x})^2 + (x_2 - \bar{x})^2 + \dots + (x_n - \bar{x})^2}{N}$$

$$\sigma^2 = \frac{\sum_{i=1}^n (x_i - \bar{x})^2}{N}$$

- **Desviación típica:** es el resultado de extraer la raíz cuadrada a la varianza. Tiene el significado de valor eficaz de la secuencia de números que constituye la muestra.

$$\sigma = \sqrt{\frac{(x_1 - \bar{x})^2 + (x_2 - \bar{x})^2 + \dots + (x_n - \bar{x})^2}{N}}$$

$$\sigma = \sqrt{\frac{\sum_{i=1}^n (x_i - \bar{x})^2}{N}}$$

5.3 Obtención de los parámetros estadísticos

Se dispone de 9 tumores a analizar de los cuales se obtienen 24 parámetros estadísticos por tumor.

Cada tumor está constituido por 3 texturas características que son analizadas individualmente. De cada textura se extraen 8 parámetros que en total suman 24 parámetros estadísticos por nódulo hepático.

A continuación se muestran las 24 variables obtenidas del análisis de una tumoración hepática y como se han denominado en el programa:

Textura	Variable	Definición
Tumor	V_medio_tumor	Media aritmética
	mediana_tumor	Mediana
	moda_tumor	Moda
	max_tumor	Valor máximo
	min_tumor	Valor mínimo
	rango_tumor	Rango
	var_tumor	Varianza
	S_stand_tumor	Desviación típica
Arco	V_medio_arco	Media aritmética
	mediana_arco	Mediana
	moda_arco	Moda
	max_arco	Valor máximo
	min_arco	Valor mínimo
	rango_arco	Rango
	var_arco	Varianza
	S_stand_arco	Desviación típica
Hígado	V_medio_higado	Media aritmética
	mediana_higado	Mediana
	moda_higado	Moda
	max_higado	Valor máximo
	min_higado	Valor mínimo
	rango_higado	Rango
	var_higado	Varianza
	S_stand_higado	Desviación típica

Tabla 6: Parámetros estadísticos obtenidos por tumor

Este procedimiento se repite para los nueve tumores definidos en el apartado 2.2.2 del proyecto obteniendo finalmente una matriz de 9x24, donde la lectura en horizontal corresponde a una misma variable medida en todos los tumores y la lectura en vertical

a todas las variables extraídas de un mismo tumor. Dicha matriz almacena 216 parámetros en total.

A continuación, se repite el proceso completo pero ahora teniendo en cuenta el **factor contraste**. Es decir, esta vez se extraen los 24 parámetros estadísticos por tumor una vez se ha mejorado el contraste aplicando la función diseñada en la sección 4.2.3. También se procede con las 9 tumoraciones hepáticas con lo que finalmente se obtiene una nueva matriz de 9x24 que contiene los nuevos parámetros.

Todos los parámetros obtenidos se recogen en el apéndice 8.2.

Finalmente se realiza la media de todos los parámetros por texturas a modo de caracterizar los nódulos hepáticos. Se desea obtener una media aritmética única y global que contenga los píxeles por texturas de todos los tumores. Estos valores medios se definen como los valores modelo que caracterizan una tumoración hepática.

	Sincontraste	Con contraste
V_medio_tumor	47045,2222	18109,5556
mediana_tumor	46958,6667	17028,7778
moda_tumor	47115,6667	16891,6667
max_tumor	61764,6667	48372
min_tumor	33980,5556	10155,2222
rango_tumor	27784,1111	38216,7778
var_tumor	26699013,4	34078096
S_stand_tumor	5081	5664,2222
V_medio_arco	54371,2222	30075,1111
mediana_arco	54497,3333	26370,1111
moda_arco	55910,7778	34978,7778
max_arco	65134,2222	64002,6667
min_arco	38634,6667	11624,6667
rango_arco	26499,5556	52378
var_arco	25694117,9	144002463,1
S_stand_arco	5049	11846
V_medio_higado	50409,5556	22876,2222
mediana_higado	50371	21245,2222
moda_higado	49914,1111	21039,6667
max_higado	64905,7778	64002,6667
min_higado	32952,5556	9737
rango_higado	31953,2222	54265,6667
var_higado	27406345,8	84310108,22
S_stand_higado	5208,6667	9033,1111

Tabla 7: Medias aritméticas globales de todos los parámetros estadísticos obtenidos del análisis de los 9 tumores

Se realiza la siguiente hipótesis: Se verificará la existencia de una tumoración hepática cuando al menos 20 de los 24 parámetros estadísticos extraídos sobre una sospecha de tumoración hepática correspondan a los valores modelo adjuntos en la tabla anterior $\pm 5\%$.

Se considerará a partir de 20 correspondencias para verificar la existencia de una tumoración hepática debido a que algunos parámetros no se consideran muy fiables así como los valores máximo y mínimo y en consecuencia el rango. En todo caso el estudio estadístico reafirmará o refutará la hipótesis.

5.4 Estudio estadístico

5.4.1 Introducción

En esta sección se realizará un estudio estadístico de los datos obtenidos en el apartado anterior y que se recogen en el apéndice 8.2. Como objeto del estudio se persigue caracterizar mediante parámetros fiables las diferentes texturas de las cuales está compuesto un tumor y a su vez poner de manifiesto de forma numérica los beneficios y consecuencias visualmente apreciados al mejorar el contraste lumínico en el TAC.

Se han analizado nueve tumores de los cuales se han obtenido varios parámetros estadísticos y los respectivos histogramas de cada uno por texturas. La obtención de datos se ha realizado dos veces. Una con las imágenes originales y la segunda después de mejorar el contraste lumínico con una función diseñada para resaltar los tumores.

5.4.2 Estudio estadístico

Cuando una misma variable es medida en varias ocasiones para cada persona (o caso), el análisis estadístico de los datos puede ser abordado mediante el diseño de "medidas repetidas" (D.J. Hand, C.C. Taylor, 1987) que es una variante de análisis multivariable de la varianza que resulta ventajoso frente a este para grupos poco numerosos de personas o casos.

Una característica destacable de este procedimiento, radica en la posibilidad de detectar tendencias de las variables a lo largo del tiempo aplicando contrastes a estas variables.

En este trabajo se han realizado medidas para cuantificar *valores medios*, *estimación de rangos* y *valores de dispersión*, que representan tres aspectos visuales de un nódulo tumoral hepático. Estas medidas se han desplegado como ocho variables distintas, denominadas aquí: Valor medio, Mediana, Moda, Valor máximo, Valor mínimo, Rango, Varianza y Desviación típica, cuyos contenidos serán los resultados numéricos de estos aspectos aportados por las medidas realizadas para cada tumor. Además, como estas variables se han medido considerando tres *texturas* diferentes, se dispone en realidad de 3 variables distintas de *Valor medio*, 3 de *Mediana*, 3 más de *Moda*, etc. Es decir, que cada variable está repetida y es como haberla medido tres veces, en tres ocasiones diferentes o en tres espacios diferentes. En total habrá 24 variables, esto es:

Para Valor medio: *V_medio_tumor*, *V_medio_arco*, *V_medio_higado*.

Para Mediana: *mediana_tumor*, *mediana_arco*, *mediana_higado*.

Para Moda: *moda_tumor*, *moda_arco*, *moda_higado*.

Para Valor máximo: *max_tumor*, *max_arco*, *max_higado*.

Para Valor mínimo: *min_tumor*, *min_arco*, *min_higado*.

Para Rango: *rango_tumor*, *rango_arco*, *rango_higado*.

Para Varianza: *var_tumor*, *var_arco*, *var_higado*.

Para Desviación típica: *S_stand_tumor*, *S_stand_arco*, *S_stand_higado*.

Estas 24 variables, llamadas dependientes, contienen el núcleo de los datos fundamentales para el análisis.

Con objeto de poder agrupar en el análisis estadístico estas variables dependientes para cada ocasión, se define el que llamaremos aquí el factor intra sujetos (dentro de sujetos, en nuestro caso tumores) *textura* con tres niveles, pues 3 son los tipos de textura. De esta forma, por ejemplo, *textura (1)* hace referencia a las ocho variables dependientes medidas en la primera ocasión: *V_medio_tumor*, *mediana_tumor*, *moda_tumor*, *max_tumor*, *min_tumor*, *rango_tumor*, *var_tumor* y *S_stand_tumor*.

Finalmente, para poder tener en cuenta cómo podría afectar en la incidencia del parámetro que caracteriza el tumor el hecho de haber modificado el contraste lumínico de la imagen, se define el factor inter sujetos (en nuestro caso entre tumores), *contraste_lum*. Este representa el factor externo al propio parámetro, que se ha indicado al comienzo de esta sección, que puede influir en la caracterización del tumor.

A fin de permanecer orientado en el contexto del lenguaje estadístico que se emplea comúnmente y ponerlo de acuerdo con los vocablos usados en programas estadísticos como SPSS, programa que se utilizó en este trabajo, es necesario hacer unos pocos comentarios.

Se utiliza la palabra prueba para designar la realización de un análisis estadístico y se usa la palabra contraste para hacer referencia a algún tipo de comparación en una prueba. Las pruebas o los contrastes pueden ser de tipo multivariado o univariado. A su vez, las pruebas o contrastes multivariados pueden ser:

- Entre sujetos, (en este trabajo serán tumores) que tiene en cuenta el efecto producido de forma individual, de cada uno los factores que intervienen en el análisis y también el efecto de la interacción entre cada una de las combinaciones posibles entre ellos.
- Dentro de sujetos, que actúa de la misma forma que en el caso anterior pero incluyendo otro factor. El factor tiempo (en este trabajo será *textura*).

Las pruebas o contrastes univariados actúan del mismo modo que en el caso multivariado pero **particularizando** en cómo afectan estas interacciones en cada una de las variables dependientes que se hayan definido.

Finalmente, como justificación de la elección de 'Medidas Repetidas' para analizar los datos, parece adecuado hacer un breve comentario respecto a la aplicación de contrastes, que es el fundamento de este tipo de análisis. El contraste tiene el mismo significado que el comentado anteriormente, aunque en el caso de 'Medidas Repetidas' esta forma de comparación (en otros contextos se llama máscara) se especifica de forma concreta.

El objeto de la aplicación de contrastes o máscaras, en la modalidad de 'medidas repetidas', es combinar y/o recodificar, las variables que se emplean en las medidas que se repiten para poner de relevancia sus tendencias. Los contrastes dentro de sujetos, son vectores (en nuestro caso con tres componentes, dado que se realizan 3 medidas que se repiten para cada tumor) con unos valores adecuados a la tendencia que se desea detectar o se sospecha que pueda existir en las variables dependientes. Cada vector se multiplica escalarmente con cada uno de los vectores de medidas (por ejemplo *S_stand_tumor*, *S_stand_arco*, *S_stand_higado*) para cada sujeto para crear otra nueva variable transformada que es combinación lineal de las originales. Estos contrastes tienen como objetivo realzar las diferencias existentes entre las medidas que se repiten para cada sujeto. Por este motivo se llaman contrastes intra sujetos o dentro de sujetos. Así, la forma de los vectores contraste que dan los mejores resultados en el análisis estadístico, están marcando la tendencia que tienen en el tiempo las variables que transforman.

Presentación de los estadísticos de los datos a tratar

Seguidamente se muestra una tabla con los estadísticos descriptivos de las variables dependientes y también las gráficas de los valores medios de estas variables en las que se pueden apreciar diferencias observables con el contraste lumínico: Con contraste y Sin contraste y con la textura: textura 1 (tumor), textura 2 (arco) y textura 3 (higado). Sin embargo cabe preguntarse si estas diferencias son estadísticamente significativas o bien son producto del azar.

	<i>Sin modificación de contraste lumínico</i>			<i>Con modificación de contraste lumínico</i>		
	<i>textura 1</i> <i>(m±σ)</i>	<i>textura 2</i> <i>(m±σ)</i>	<i>textura 3</i> <i>(m±σ)</i>	<i>textura 1</i> <i>(m±σ)</i>	<i>textura 2</i> <i>(m±σ)</i>	<i>textura 3</i> <i>(m±σ)</i>
media	47045±1839	54371±143 ₃	50409±114 ₇	18109±199 ₅	30075±320 ₇	22876±157 ₉
mediana	46958±1971	54497±135 ₇	50371±108 ₂	17028±239 ₂	26370±182 ₄	21245±962
moda	47115±2302	55910±385 ₀	49914±175 ₆	16891±220 ₂	34978±173 ₈₅	21039±273 ₆
rango	27784±7655	26499±273 ₉	31953±334 ₅	38216±167 ₃₄	52378±435 ₃	54265±508 ₆
varianza	2669±1029	2569±491	2740±581	3407±1537	14400±450 ₉	8431±3054
desviación típica	5081±996	5049±476	5208±557	5664±1498	11846±203 ₃	9033±1747

* Los valores correspondientes a varianza están divididos por 10⁴.

Tabla 8: Valores medios y desviación típica de las variables dependientes

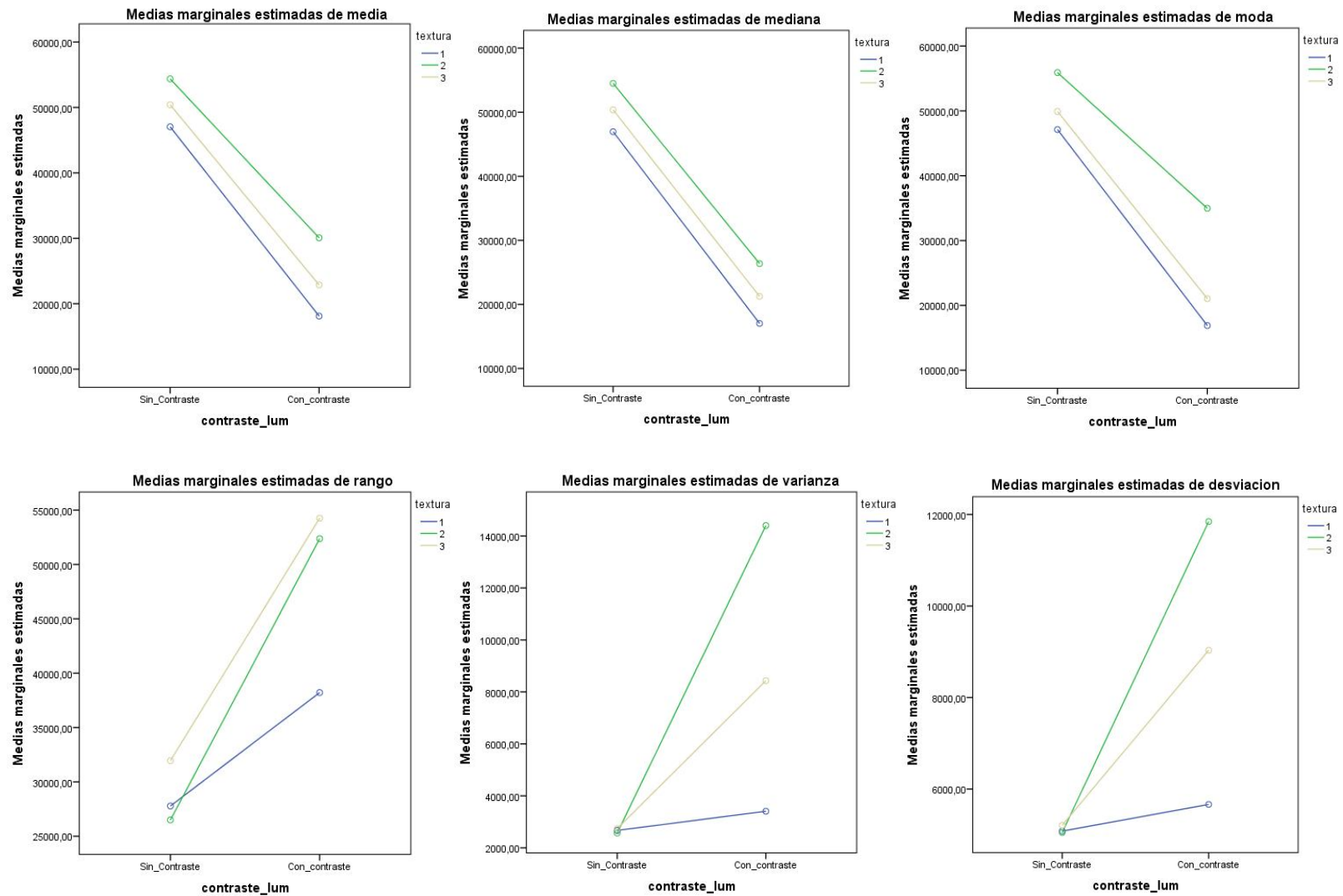


Ilustración8: Gráficas de los valores medios de las variables dependientes clasificadas por textura y contraste lumínico

Las variables *max* y *min* que han sido obtenidas como referencia adicional en el cálculo de rangos, no se consideran en el análisis estadístico.

A la vista de los valores medios y sus desviaciones típicas dadas en la tabla anterior apoyados por las gráficas, es razonable pensar que las diferencias observadas entre los parámetros calculados a partir de las imágenes originales y los parámetros calculados con las imágenes a las que se ha aplicado una corrección del contraste lumínico son significativas. Sin embargo esto debe ser comprobado y en cualquier caso se debe determinar si los parámetros son realmente distintos para texturas diferentes.

Así, inicialmente interesa centrarse en determinar si existen diferencias entre los factores definidos y, en ese caso, poner de manifiesto la o las variables que los diferencian o puedan tener relevancia.

Al realizar este análisis se asume que las muestras tienen una distribución normal multivariable y no se hacen suposiciones con respecto a la homogeneidad de la varianza ni a la correlación entre las variables. También se considerará que un valor de significación $p < 0.05$ es suficiente para asumir la existencia de diferencias entre variables o efectos entre factores.

Si en el análisis de los datos se obtuviera un valor significativo con el test de esfericidad de Mauchly para la correlación y valores también significativos de la homogeneidad de la varianza con el test multivariable de Box's M, o bien el test univariable de Levene, entonces el análisis de los datos podría ser univariable. Como en estos casos la hipótesis nula es la que se pone a prueba, se considerará como frontera, para considerar correlación y homogeneidad, el valor de significación $p > 0.05$.

Planteamiento global preliminar.

Se inicia el análisis estadístico planteando el modelo completo que es el siguiente:

El factor dentro (intra) de sujetos es *textura* con tres niveles

El factor entre (inter) sujetos es: *contraste_lum*. Con dos grupos posibles: 0 (sin contraste) o 1 (con contraste).

Los tipos de contraste o máscara que, inicialmente se aplican al factor *textura* son:

Desviación, Simple, Diferencia Helmert, Repetida, Polinómico

Con estas premisas los primeros resultados muestran que el factor entre sujetos *contraste_lum*, sin tener en cuenta el factor *textura*, resulta significativo con un valor de significación, ($p < 0.001$). Esto es lo más relevante y significa que los datos aportados por las variables dependientes, vistos conjuntamente, son diferentes para imágenes originales e imágenes con corrección del contraste lumínico. También cabe mencionar que el valor $p > 0.370$ proporcionado por el test de esfericidad de Mauchly, para *media*, *mediana*, *varianza* y *desviación*, permite asumir análisis estadístico de tipo univariable para todo este conjunto de variables dependientes transformadas por los contrastes.

En cualquier caso, esta prueba inicial, solo está orientada a facilitar el camino a seguir en la búsqueda de interacciones entre factores. Así, al observar las pruebas multivariadas del factor dentro (intra) de sujetos *textura* que presenta significación $p < 0.001$, se pone de relieve que la

interacción *textura*contraste_lum* resulta significativa ($p=0.001$). Así se puede deducir que, por si solos los datos ya presentan diferencias en las medidas que se repiten, y que el contraste lumínico tiene importancia para hacer alguna distinción entre los tres tipos de datos aportados por la textura. Además, todos estos hallazgos suceden únicamente usando cualquiera de los contrastes Desviación, Diferencia o Polinómico.

No obstante el resultado fundamental de este análisis preliminar es la constatación que los parámetros con los que se desea caracterizar nódulos tumorales hepáticos son distintos según sean obtenidos de las imágenes originales o bien de las imágenes sometidas al tratamiento de corrección del contraste lumínico.

Con esta certeza parece razonable que la próxima acción esté orientada a mostrar cuál de los dos procedimientos, sin corrección o con corrección de contraste lumínico, es en algún sentido el más adecuado.

Continuación del análisis asumiendo los resultados de la prueba anterior.

La manera más natural para clarificar esta situación consiste en realizar un análisis estadístico por separado para los dos conjuntos de variables, las que han sido calculadas con las imágenes originales y las que fueron obtenidas a partir de las imágenes corregidas.

Análisis con datos calculados a partir de las imágenes originales

Así la siguiente prueba, en la que solo entraran los datos calculados a partir de las imágenes originales, estará formada por un solo factor:

El factor *textura* dentro (intra) de sujetos con los tres niveles, y el tipo de contraste que se aplicará al factor *textura* es: Diferencia (pruebas realizadas muestran que es el más adecuado)

Los resultados aportados en esta prueba muestran que el test de Mauchly permitirá realizar análisis univariados para aquellas variables dependientes tanto de forma global como individualizada, cuyo significación en el test haya superado el valor $p=0.05$, circunstancia que no ocurre para todas las variables. El resultado del test se muestra en la tabla siguiente.

Prueba de esfericidad de Mauchly ^a								
Efecto intra-sujetos	Medida	W de Mauchly	Chi-cuadrado aprox.	gl	Sig.	Epsilon ^b		
						Greenhouse-Geisser	Huynh-Feldt	Límite-inferior
textura	media	,730	2,199	2	,333	,788	,948	,500
	mediana	,547	4,219	2	,121	,688	,784	,500
	moda	,285	8,795	2	,012	,583	,621	,500
	rango	,597	3,609	2	,165	,713	,824	,500
	varianza	,332	7,714	2	,021	,600	,646	,500
	desviación	,313	8,122	2	,017	,593	,636	,500

Contrasta la hipótesis nula de que la matriz de covarianza error de las variables dependientes transformadas es proporcional a una matriz identidad.

a. Diseño: Intersección + contraste_lum
Diseño intra-sujetos: textura

b. Puede usarse para corregir los grados de libertad en las pruebas de significación promediadas. Las pruebas corregidas se muestran en la tabla Pruebas de los efectos inter-sujetos.

Tabla 9: Prueba de esfericidad de Mauchly

Era de esperar que el factor *textura* por si solo fuera significativo ($p > 0.001$); se ha visto en el apartado anterior, pero ahora se debe contemplar qué variables dependientes son las que producen las diferencias. La tabla siguiente muestra las variables dependientes causantes de las diferencias en el factor *textura*. Son *media* ($p > 0.001$) y *mediana* ($p > 0.001$). También *moda* ($p = 0.002$), sin embargo esta última variable no debería ser considerada dado el test de la tabla anterior.

Contrastes univariados						
	<i>media</i> (significación) <i>p</i>	<i>mediana</i> <i>p</i>	<i>moda</i> <i>p</i>	<i>rango</i> <i>p</i>	<i>varianza</i> <i>p</i>	<i>desviación</i> <i>p</i>
textura	0.000002	0.000001	0.002	(n.s.) 0.051	(n.s.) 0.655	(n.s.) 0.649

* No significativo n.s.

Tabla 10: Valores de significación estadística de las variables dependientes en función del factor *textura*

Hasta el momento parece, por su significación estadística, que las variables *media* y *mediana* pueden ser usadas para caracterizar nódulos tumorales hepáticos, dado que muestran capacidad para distinguir entre texturas. Pero aún se puede profundizar algo más en el conocimiento de estas variables. El análisis estadístico mediante Medidas Repetidas lo permite.

La tabla siguiente muestra, aunque no de forma directa, qué variables que se repiten dentro de cada variable independiente, son las que proporcionan significación estadística a esta última y como lo hacen. En esta etapa es donde se pone de manifiesto el contraste específico proporcionado al factor *textura*. En el análisis en curso el contraste es *diferencia*.

En esta tabla se muestra los valores de significación estadística para los contrastes 2 y 3. Seguidamente se comenta en que se basan este proceso.

Contrastes univariados intra sujetos						
	<i>media</i> (significación) <i>p</i>	<i>mediana</i> <i>p</i>	<i>moda</i> <i>p</i>	<i>rango</i> <i>p</i>	<i>varianza</i> <i>p</i>	<i>desviación</i> <i>p</i>
textura	>0.001 (2)	>0.001 (2)	0.001 (2)	(n.s.) 0.542 (2)	(n.s.) 0.775 (2)	(n.s.) 0.925 (2)
	(n.s.) 0.328 (3)	(n.s.) 0.192 (3)	(n.s.) 0.069 (3)	0.005 (3)	(n.s.) 0.374 (3)	(n.s.) 0.272 (3)

**Se ha asumido varianzas iguales entre grupos.
n.s.no significativo

** (n) calculada a partir de la variable transformada de nivel n.

Tabla 11: Valores de significación estadística de las variables transformadas en función del factor *textura*

Para un mejor entendimiento del proceso, la tabla siguiente muestra los tres vectores contraste (T1,T2,T3) que se usan en el análisis.

Vectores contraste (<i>diferencia</i>)			
	T1	T2	T3
variable_1	0.333	-1	-0.500
variable_2	0.333	1	-0.500
variable_3	0.333	0	1

Tabla 12: Vectores contraste (T_n) diferencia de nivel 3

La transformación se lleva a cabo multiplicando escalarmente las variables de cada periodo de repetición por el correspondiente vector contraste. Por ejemplo la variable independiente *rango* es en realidad el conjunto de variables *rango_tumor*, *rango_arco*, *rango_higado* que contienen las medidas rango en cada uno de los 3 periodos de medida. Entonces las tres variables *rango* transformadas, que se pueden denominar *rango_T1*, *rango_T2* y *rango_T3*, se calcularían:

$$rango_T1 = 0.333\ rango_tumor + 0.333\ rango_arco + 0.333\ rango_higado$$

$$rango_T2 = -rango_tumor + rango_arco$$

$$rango_T3 = -0.5\ rango_tumor - 0.5\ rango_arco + rango_higado$$

Como se ve, estas nuevas variables son una combinación lineal de las originales. En el análisis en curso, los mejores valores de significación estadística se obtienen cuando se combinan sustrayéndose entre si estas variables. En general esto es indicativo que existe una diferencia apreciable en estas variables que miden la misma cosa pero en posiciones o en instantes diferentes. Nótese que los valores de significación estadística son mejores que en la tabla anterior y este aumento de sensibilidad hace que la variable *rango* que había pasado desapercibida en el análisis univariado, muestre ahora significación estadística en el análisis univariadointra sujetos con $p=0.005$. De manera que al parecer, la variable *rango* también debería ser considerada para caracterizar nódulos tumorales.

Análisis con datos calculados a partir de las imágenes corregidas por contraste lumínico

En esta prueba solo entraran los datos calculados a partir de las imágenes que ha sido corregidas mediante la aplicación de una función contraste lumínico. La estructura del análisis estadístico es la misma que en el caso anterior. Estará formada por el factor *textura* dentro (intra) de sujetos con los tres niveles.

El tipo de contraste que, se aplicará al factor *textura* es: Diferencia

Los resultados aportados en esta prueba muestran que el test de Mauchly apoya el análisis univariable para las variables *media*, *mediana*, *varianza* y *desviación típica*. El resultado del test se muestra en la tabla siguiente.

Prueba de esfericidad de Mauchly^a

Efecto intra-sujetos	Medida	W de Mauchly	Chi-cuadrado aprox.	gl	Sig.	Epsilon ^b		
						Greenhouse-Geisser	Huynh-Feldt	Límite-inferior
textura	media	,632	3,209	2	,201	,731	,854	,500
	mediana	,965	,253	2	,881	,966	1,000	,500
	moda	,099	16,212	2	,000	,526	,537	,500
	rango	,005	37,583	2	,000	,501	,502	,500
	varianza	,713	2,364	2	,307	,777	,930	,500
	desviación	,854	1,108	2	,575	,872	1,000	,500

Contrasta la hipótesis nula de que la matriz de covarianza error de las variables dependientes transformadas es proporcional a una matriz identidad.

a. Diseño: Intersección + contraste_lum
Diseño intra-sujetos: textura

b. Puede usarse para corregir los grados de libertad en las pruebas de significación promediadas. Las pruebas corregidas se muestran en la tabla Pruebas de los efectos inter-sujetos.

Tabla 13: Prueba de esfericidad de Mauchly

De la misma manera que en el caso sin corrección de contraste, el factor *textura* es significativo ($p > 0.001$) y en la tabla siguiente se muestran las variables dependientes causantes de las diferencias en el factor *textura*. Todas ellas muestran significación suficiente para distinguir textura, sin embargo en este caso las variables *moda* y *rango* no deberían ser consideradas dado el test de la tabla anterior.

Contrastes univariados						
	<i>media</i> (significación) <i>p</i>	<i>mediana</i> <i>p</i>	<i>moda</i> <i>p</i>	<i>rango</i> <i>p</i>	<i>varianza</i> <i>p</i>	<i>desviación</i> <i>p</i>
textura	0.000001	<0.000001	0.005	0.025	0.000055	0.000008

Tabla 14: Valores de significación estadística de las variables dependientes en función del factor textura

Así las variables *media*, *mediana*, *varianza* y *desviación* pueden ser usadas para caracterizar nódulos tumorales hepáticos. Son dos variables más que en el caso de mantener las imágenes inalteradas. Las gráficas e) y f) de la figura 1 ya muestran, en este caso, que *varianza* y *desviación* podrían ser buenos parámetros para caracterizar nódulos tumorales. La función correctora de contraste lumínico tiene el cometido de dispersar los valores de intensidad para realzar aspectos de la imagen.

Véase también la tabla siguiente que muestra la significación estadística de las variables transformadas

Contrastes univariados intra sujetos						
	<i>media</i> (significación) <i>p</i>	<i>mediana</i> <i>p</i>	<i>moda</i> <i>p</i>	<i>rango</i> <i>p</i>	<i>varianza</i> <i>p</i>	<i>desviación</i> <i>p</i>
textura	>0.001 (2) 0.07 (3)	>0.001 (2) (n.s.) 0.412 (3)	0.017 (2) (n.s.) 0.128 (3)	0.018 (2) 0.003 (3)	> 0.001 (2) (n.s.) 0.485 (3)	> 0.001 (2) (n.s.) 0.451 (3)

**Se ha asumido varianzas iguales entre grupos.

** (n) calculada a partir de la variable

transformada de nivel n. n.s.no significativo

Tabla 15: Valores de significación estadística de las variables transformadas en función del factor textura

5.4.3 Conclusiones del análisis estadístico

Se ha demostrado algo que ya parecía obvio a la vista de las gráficas de la ilustración 8, esto es, que los parámetros orientados a caracterizar nódulos tumorales hepáticos son distintos según se hayan obtenido a partir de las imágenes originales o bien de las imágenes con contraste lumínico corregido. Esta afirmación está sostenida por el resultado significativo ($p < 0.001$) obtenido en el análisis estadístico preliminar al comparar los dos grupos de datos: sin contraste lumínico y con contraste lumínico. En este primer análisis también se pone de relieve, al comparar conjuntamente los dos grupos de datos por texturas, que los parámetros en estudio proporcionan de forma significativa ($p < 0.001$) valores diferentes para las distintas texturas. Este hecho tiene importancia porque está en la línea de los objetivos de este trabajo. En este punto, sin embargo, no se conoce si el grupo sin contraste o el grupo con contraste o bien ambos proporcionan las diferencias.

Un análisis estadístico individual para el grupo de medidas sin contraste lumínico y otro para el grupo de medidas con contraste lumínico, permitió facilitar la elección del mejor procedimiento.

El análisis para el grupo de medidas calculadas sin corrección de contraste lumínico mostró que las variables *media* ($p = 0.000002$), *mediana* ($p = 0.000001$) y *rango* ($p = 0.005$) son capaces de distinguir entre texturas. De forma muy específica *media* y *mediana* lo hacen con una elevada significación estadística.

Por otra parte, el análisis para el grupo de medidas calculadas con corrección de contraste lumínico proporcionó valores altamente significativos, al discriminar entre texturas, para las variables *media* ($p = 0.000001$), *mediana* ($p = 0.000001$), *varianza* ($p = 0.000001$) y *desviación* ($p = 0.000001$).

De los resultados obtenidos se desprende que el procedimiento que emplea la función específica para corregir el contraste lumínico de las imágenes antes de

calcular los parámetros para caracterizar nódulos tumorales es más robusto que el procedimiento que no la emplea, dado que la significación estadística de las variables es menor en este último caso. Estos resultados muestran además que el número de variables que han resultado ser significativas es mayor cuando hay corrección del contraste lumínico inicial. Así, con la elección de este procedimiento, los parámetros que representan *valor medio*, *mediana*, *varianza* y *desviación típica* de los valores de intensidad lumínica de la imagen son los que permiten distinguir entre distintas texturas y lo hacen con una significación estadística elevada.

Se concluye que son solo los parámetros de valor medio, mediana, varianza y desviación típica para las tres texturas los que son útiles. Por lo tanto, y con referencia a la hipótesis, tras la extracción de los 24 parámetros estadísticos de cualquier tumoración hepática será suficiente con comprobar que los valores de valor medio, mediana, varianza y desviación típica de cada textura coinciden con los valores modelo, una vez se ha aplicado la mejora de contraste, $\pm 5\%$ para verificar que realmente se trata de un nódulo hepático.

6. ESTUDIO DE LA INTENSIDAD DE LOS PÍXELS EN UN CORTE TRANSVERSAL EN UN NÓDULO HEPÁTICO

6.1 Introducción

En este capítulo se estudia la posible existencia de un modelo de gráfica específica cuando se realiza un corte transversal en un tumor y se analiza la intensidad de los píxeles situados sobre el mismo.

Para ello se usa la función de matlab 'improfile' que nos permite definir una recta mediante el ratón y a continuación muestra el gráfico en dos dimensiones de las intensidades de cada píxel existente sobre la recta definida.

Al realizar dicho análisis se obtienen gráficas en las cuales se aprecia ruido no deseado. Con el objetivo de limpiar la señal se diseña un filtro FIR paso bajo ya que el ruido se localiza normalmente en las altas frecuencias que se aplicará al vector que recoge los píxeles.

Finalmente, se caracteriza la señal típica de un tumor aproximándola a una señal conocida de tipo polinomio.

6.2 Obtención de la gráfica específica en un nódulo hepático

Se ha escogido el tumor número 1 localizado en la trama 31 como trama inicial de estudio debido a que es el tumor más grande. El estudio de la intensidad de los píxeles definido un corte transversal se va a aplicar dos veces definiendo dos rectas entre ellas perpendiculares tal como muestra la figura.

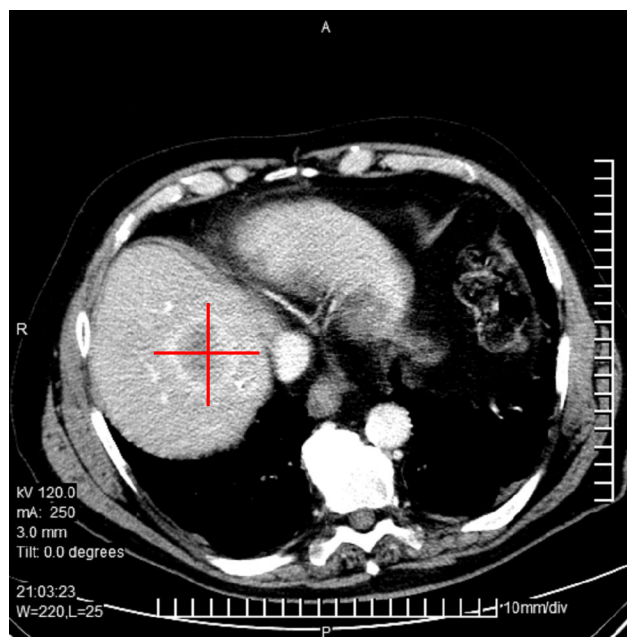


Ilustración9: Cortes trasversales objeto del análisis de la intensidad

A continuación se muestran las dos gráficas correspondientes a los dos cortes.



Ilustración10: Gráfico del corte horizontal

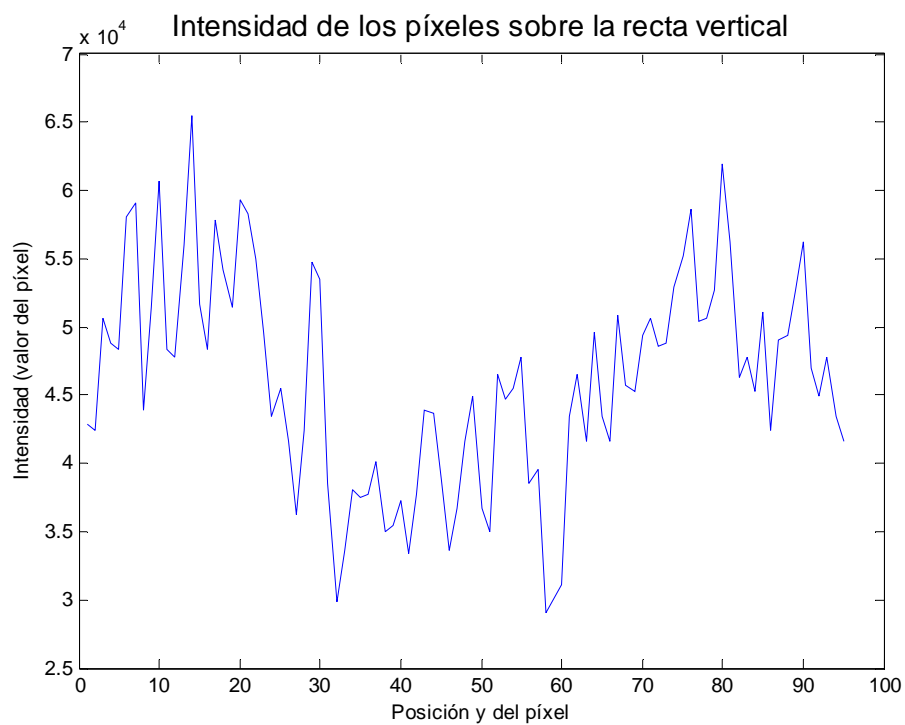


Ilustración11: Gráfico del corte vertical

Claramente se observan dos máximos correspondientes a la textura del arco y un mínimo muy marcado y centrado característico de la textura tumor. Sin embargo, la señal obtenida directamente al realizar los dos cortes está sucia, es decir, existe ruido que interfiere a la forma natural de la señal.

En el siguiente apartado se va a diseñar un filtro con el objetivo de eliminar el ruido existente en la señal y dejarla más limpia.

6.3 Obtención de un filtro FIR específico para analizar la señal del tumor

Con el objetivo de analizar la señal característica que presenta un tumor al realizarle cortes transversales al mismo se diseña un filtro paso bajo de manera que se elimine el ruido causado por las altas frecuencias y deje la señal suavizada.

6.3.1 Introducción a los filtros FIR

Se conoce como filtros FIR (respuesta impulsional finita) a aquellos sistemas que responden con una secuencia finita de N muestras cuando a la entrada se introduce un impulso.

Estos filtros cuya función de transferencia es un polinomio de grado N tienen unas propiedades muy interesantes desde el punto de vista de diseño ya que siempre son estables y pueden ser diseñados para que su fase sea lineal y el retardo que presenta el filtro sea una constante. De esta forma el sistema no presenta distorsión de fase. Estos filtros resultan muy convenientes cuando es necesario operar con señales que deben ser comparadas con otras.

Los inconvenientes, sin embargo, son que se necesitan muchos coeficientes para que los filtros diseñados mediante esta modalidad sean selectivos y que el retardo, que aunque sea una constante, podría no ser un número entero de muestras, lo que acarrearía inconvenientes en su implementación física.

A continuación se muestra una figura representativa de la estructura de un filtro FIR donde la secuencia numérica $h(n)$ corresponde a los coeficientes y T representa un retardo:

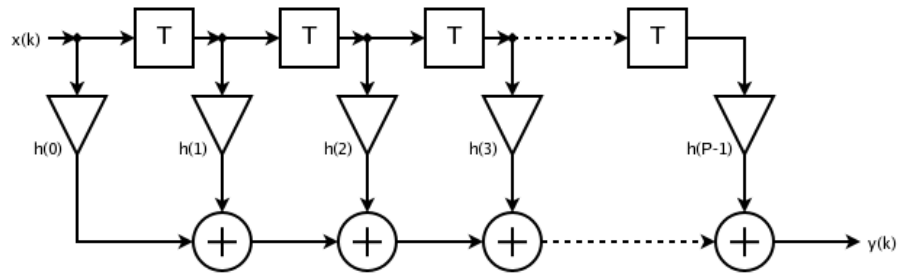


Ilustración12: Estructura de un filtro FIR

Debido a que su expresión matemática corresponde a un polinomio de grado N , estos filtros tienen todos los polos en el origen, por lo que son estables y los ceros que definen la forma del espectro, deben tener una disposición si el filtro se diseña para tener fase lineal.

6.3.2 Diseño de un filtro FIR específico para la eliminación del ruido

En primer lugar, se determina que tipo de filtro se va a diseñar teniendo las posibilidades de paso-bajo, paso-alto, paso-banda o banda-eliminada. En nuestro caso está claro que se desea un filtro paso-bajo de manera que elimine las rugosidades presentes en la señal frecuentemente características de las altas frecuencias. El hecho de eliminar las altas frecuencias debería ayudarnos a visualizar con claridad la señal madre del tumor.

Se intuye que la señal madre debería tener las siguientes características:

- Simetría respecto el centro correspondiente a punto medio de la textura del tumor.
- Dos máximos correspondientes a la textura del arco, la zona más blanca del corte correspondiente a valores de píxeles altos.
- Un mínimo central que corresponde a la textura tumor, la más oscura y cuyos píxeles alcanzan los valores mínimos del corte.

Los parámetros que se han seleccionado para el diseño de nuestro filtro se muestran en la siguiente tabla:

Parámetros de diseño	
Tipo de respuesta	Paso-bajo
Método de diseño	Filtro FIR - window
Orden del filtro	25
Ventana	Hamming
Frecuencia de muestreo (F_s)	1 Hz
Frecuencia de corte (F_c)	**

Tabla 16: Parámetros de diseño de Matlab de un filtro FIR

** El último parámetro es el que se ha ido modificando hasta considerar que el filtro eliminaba suficientemente las rugosidades.

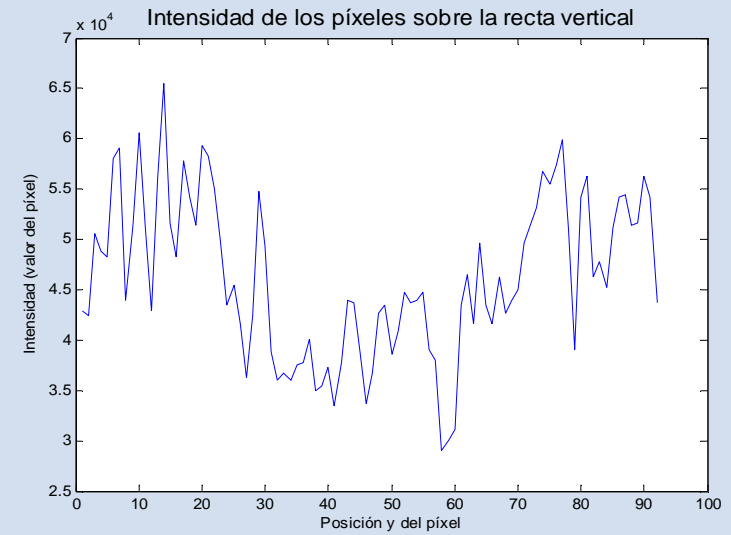
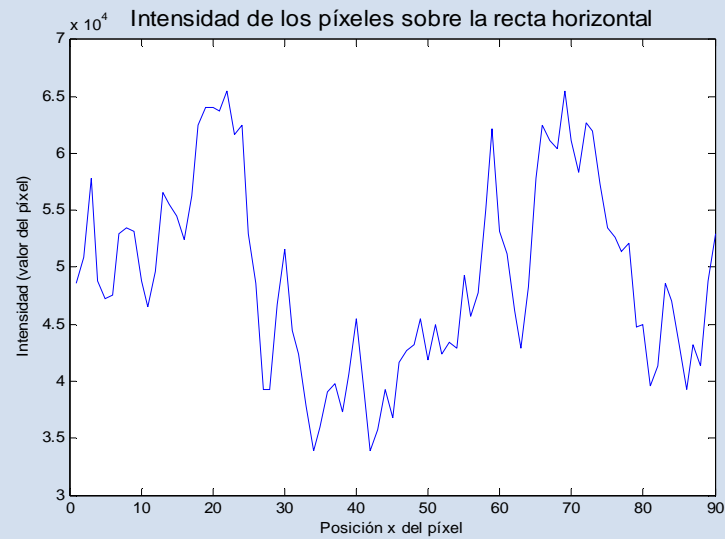
A continuación se muestran algunas de las pruebas realizadas en los cortes mostrados en el apartado anterior del tumor 1 (trama 31) donde se va variando el valor del parámetro F_s .

Fs (Hz)

Corte horizontal

Corte vertical

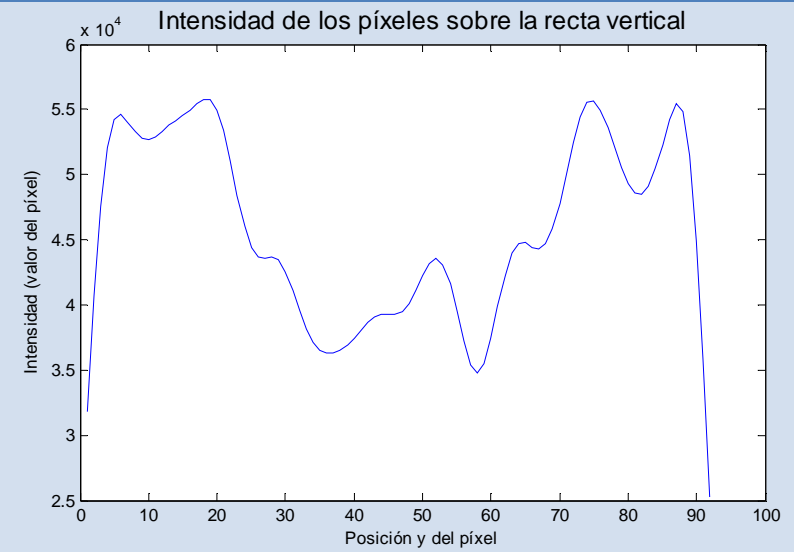
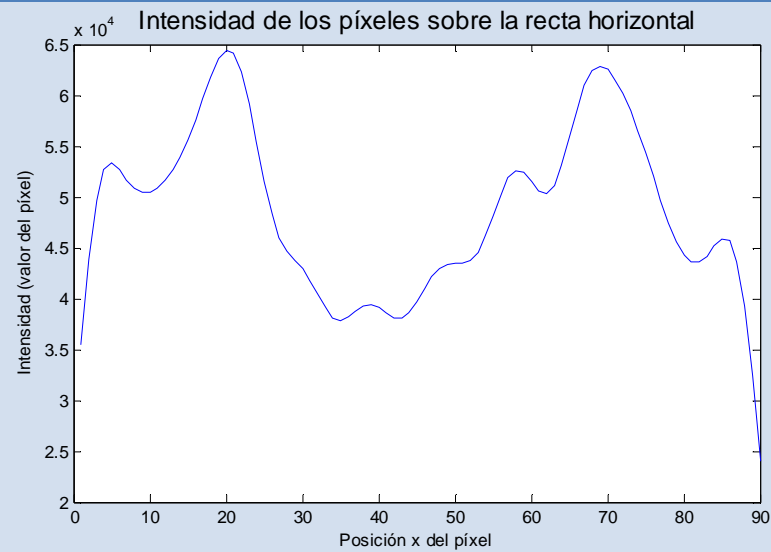
Sin
filtrar



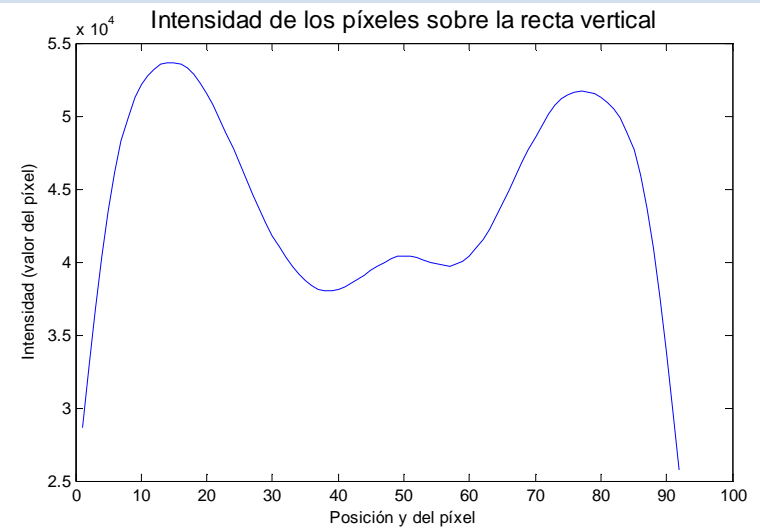
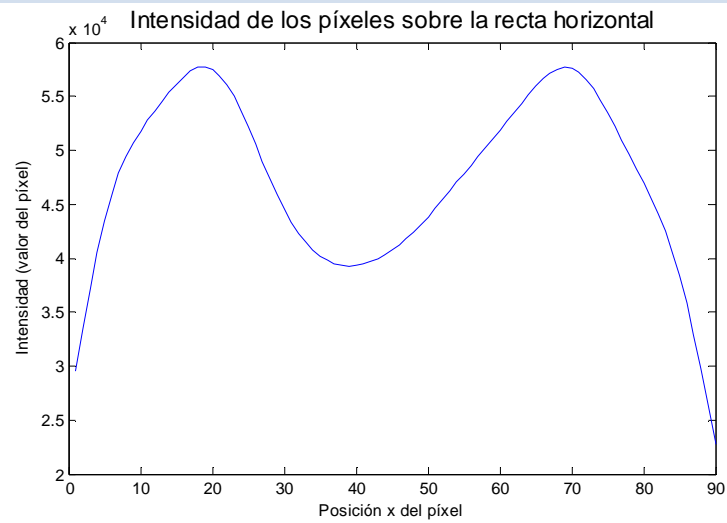
0.5



0.2



0.05



0.02

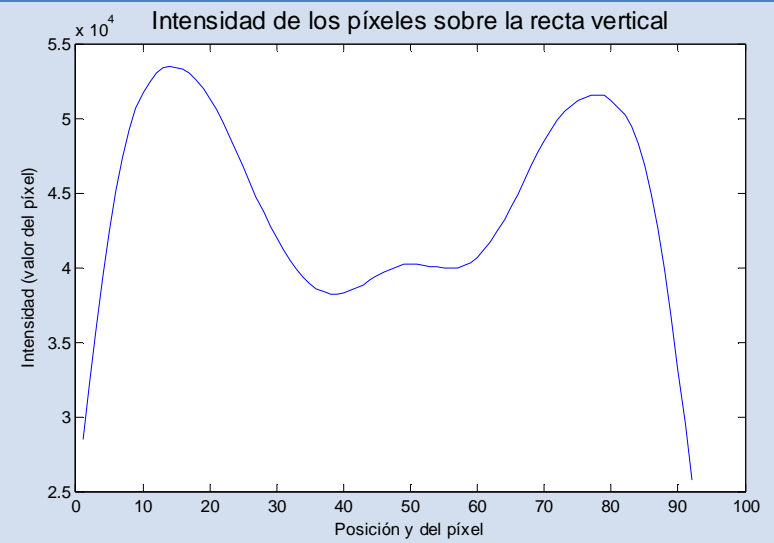
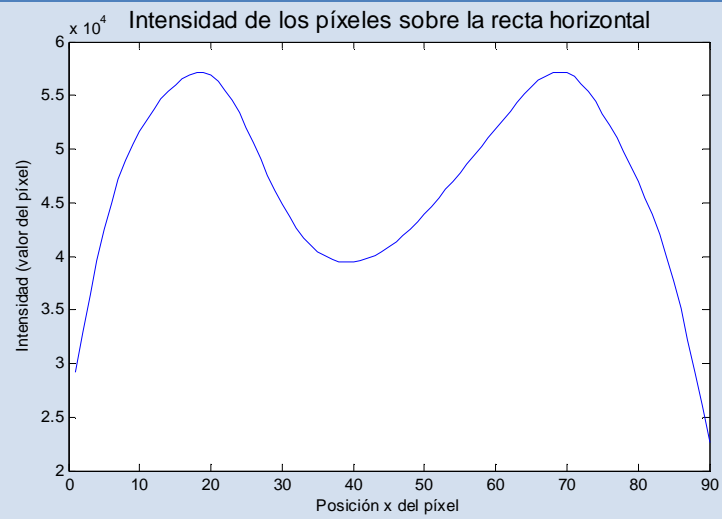


Tabla 17: Aplicación de un filtro FIR al variar el parámetroFs

Se escoge la última prueba como filtro específico cuya función es suavizarla señal característica de un tumor y mostrar la tendencia.

Finalmente las características del filtro escogido se resumen en la tabla

Parámetros de diseño	
Tipo de respuesta	Paso-bajo
Método de diseño	Filtro FIR - window
Orden del filtro	25
Ventana	Hamming
Frecuencia de muestreo (Fs)	1 Hz
Frecuencia de corte (Fc)	0.02

Tabla 18: Parámetros del filtro FIR diseñado

También se muestran las gráficas de módulo y fase características del filtro y el diagrama de polos y ceros.

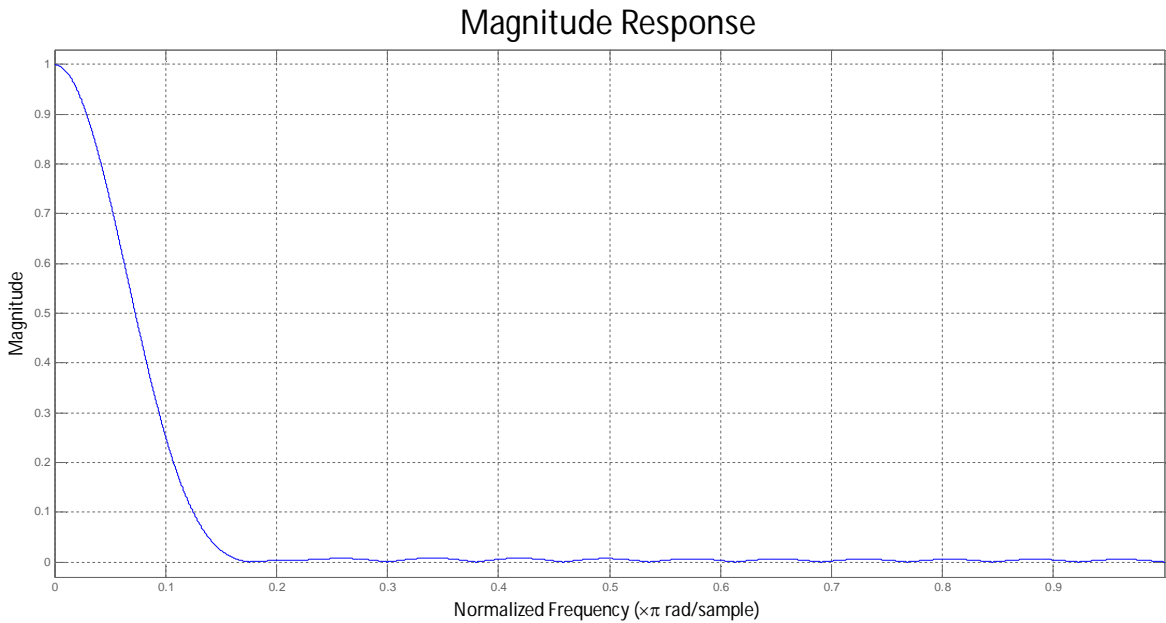


Ilustración13: Módulo del filtro FIR

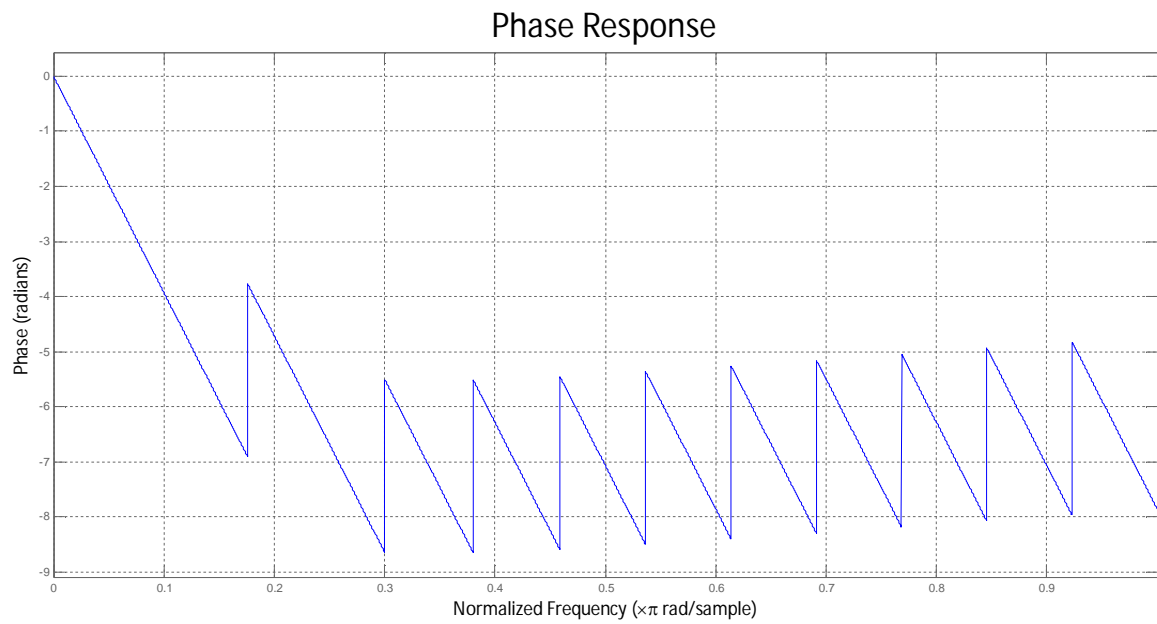


Ilustración14: Fase del filtro FIR

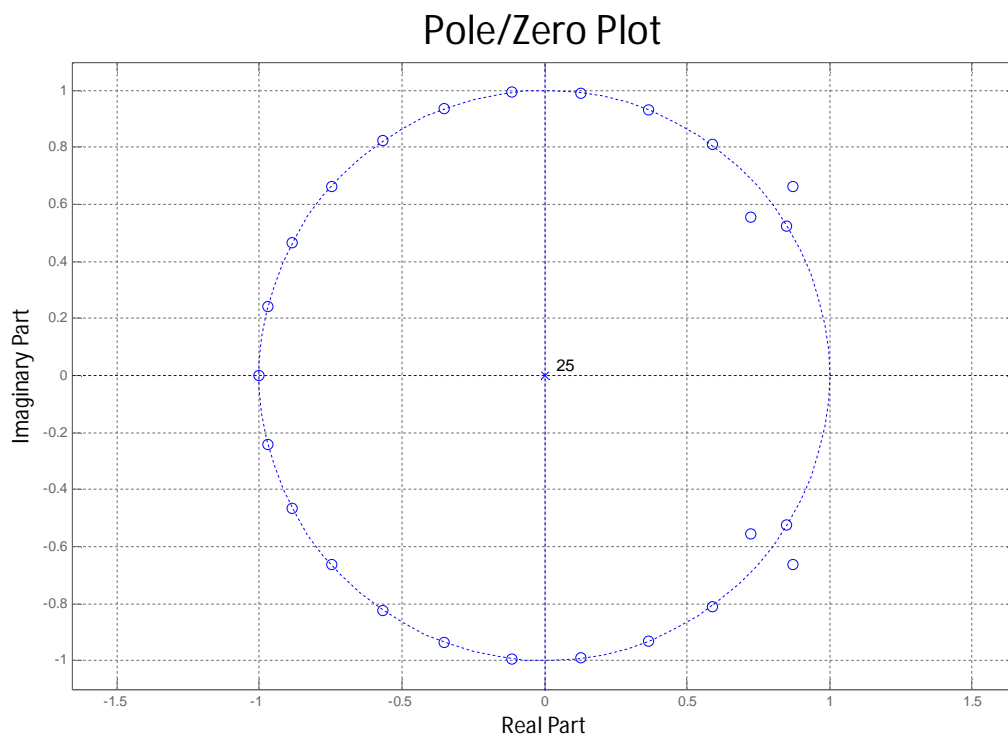


Ilustración15: Diagrama de polos y ceros del filtro FIR

Finalmente, se muestran los 26 coeficientes correspondientes a la respuesta impulsional del filtro FIR diseñado

Coeficientes:

0.0054 0.0065 0.0095 0.0144 0.0210 0.0287 0.0372 0.0460 0.0544 0.0619
0.0680 0.0724 0.0746 0.0746 0.0724 0.0680 0.0619 0.0544 0.0460 0.0372
0.0287 0.0210 0.0144 0.0095 0.0065 0.0054

6.4 Aproximación de la gráfica característica de un nódulo hepático a una función polinómica conocida

El objetivo que se persigue en esta sección es aproximar la gráfica característica de un tumor una vez filtrada mediante la aplicación del filtro FIR diseñado en el apartado anterior a una función polinómica de modo que se encuentre un modelo de función característica de los tumores.

Una vez obtenido un modelo de función se podrá usar para compararla, mediante la correlación, con las gráficas filtradas obtenidas de los cortes de un tumor. En la practica se usará la operación de convolución, dada la simetria de la forma a comparar y la facilidad operativa proporcionada por la convolución. El resultado de esta operación matemática puede ser utilizado para determinar si el corte analizado se trata o no de un nódulo hepático.

Convolución de dos señales

Es importante definir la operación matemática de convolución entre dos señales ya que va a ser determinante en este apartado.

La convolución es una operación que se utiliza ampliamente en el procesado de señal y en el análisis de sistemas. El resultado de la convolución de dos funciones es otra función en el mismo dominio, sea del tiempo o de la frecuencia, que las funciones de las que se deriva.

La convolución de dos señales $x(t)$ e $y(t)$ es la señal definida por la expresión,

$$z(t) = x(t) * y(t) = \int_{-\infty}^{\infty} x(t - t')y(t')dt'$$

El resultado de la convolución a efectos prácticos es una medida del parecido entre dos funciones o señales. No cabe duda que si en algún instante t existiera un parecido

entre las dos señales el valor de la integral, para este instante, sería elevado comparado con otros instantes en los que existe menor semejanza.

Aproximación de la gráfica a una función polinómica conocida

Se desea aproximar la señal a una función polinómica. Se realizan varias pruebas variando el grado del polinomio y se observa que hasta que el grado del polinomio no es cuatro la aproximación no tiene nada que ver con la señal. A partir del cuarto grado y a medida que lo vamos aumentando la curva se ajusta mejor a los puntos.

A continuación se muestran las gráficas correspondientes a las aproximaciones en función del grado del polinomio que se ha escogido.

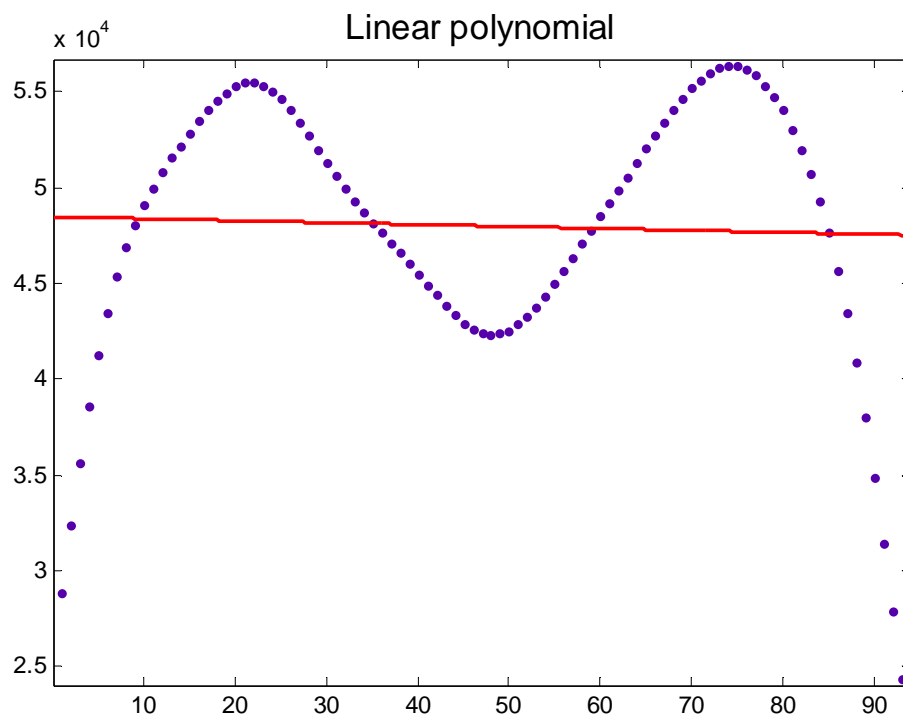


Ilustración16: Aproximación de la señal tumor a un polinomio de primer orden

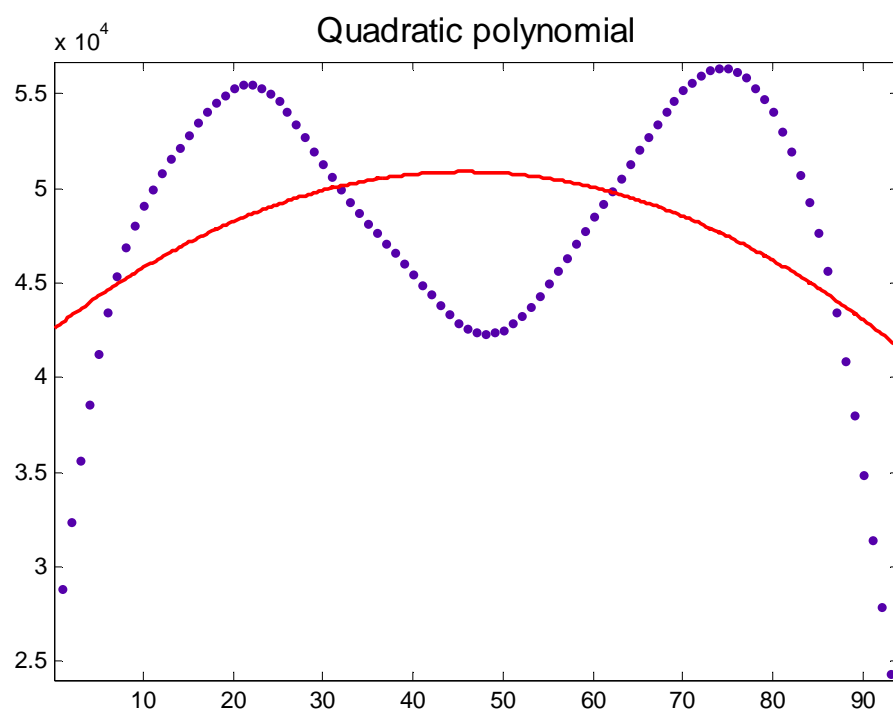


Ilustración17: Aproximación de la señal tumor a un polinomio de segundoorden

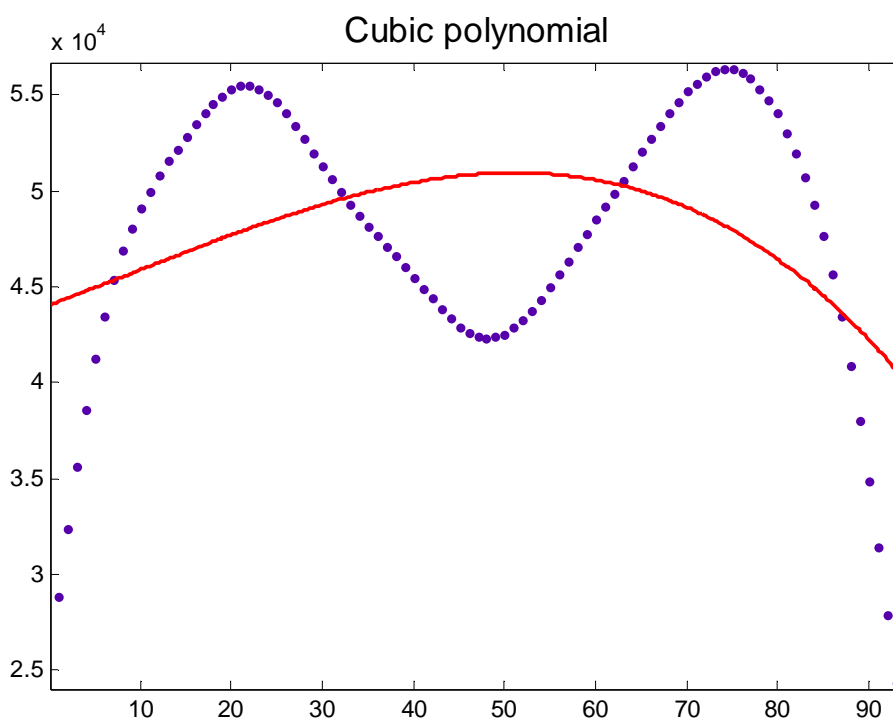


Ilustración18: Aproximación de la señal tumor a un polinomio de tercer orden

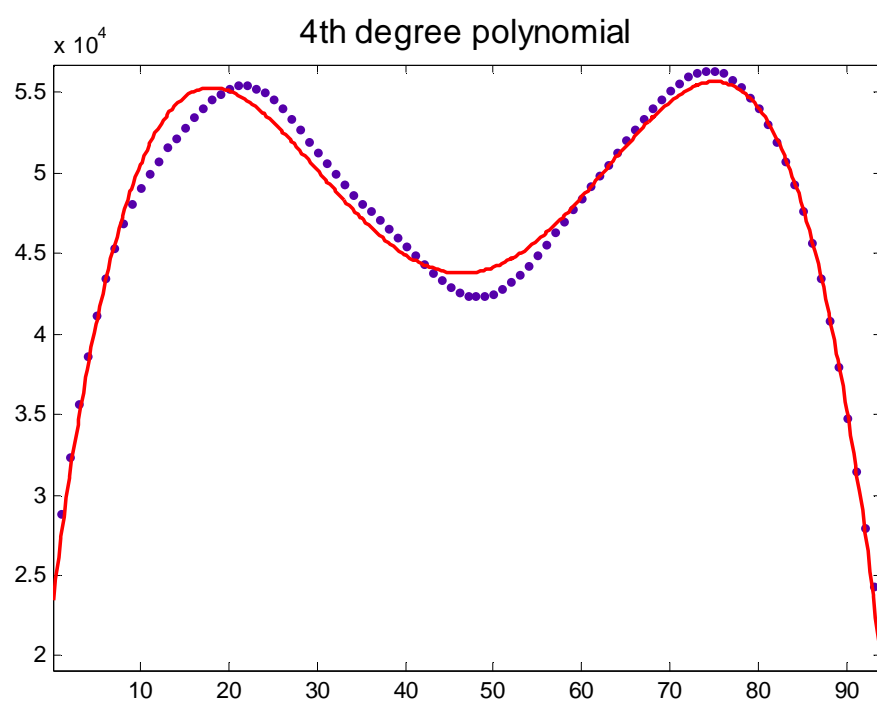


Ilustración19: Aproximación de la señal tumor a un polinomio de cuarto orden

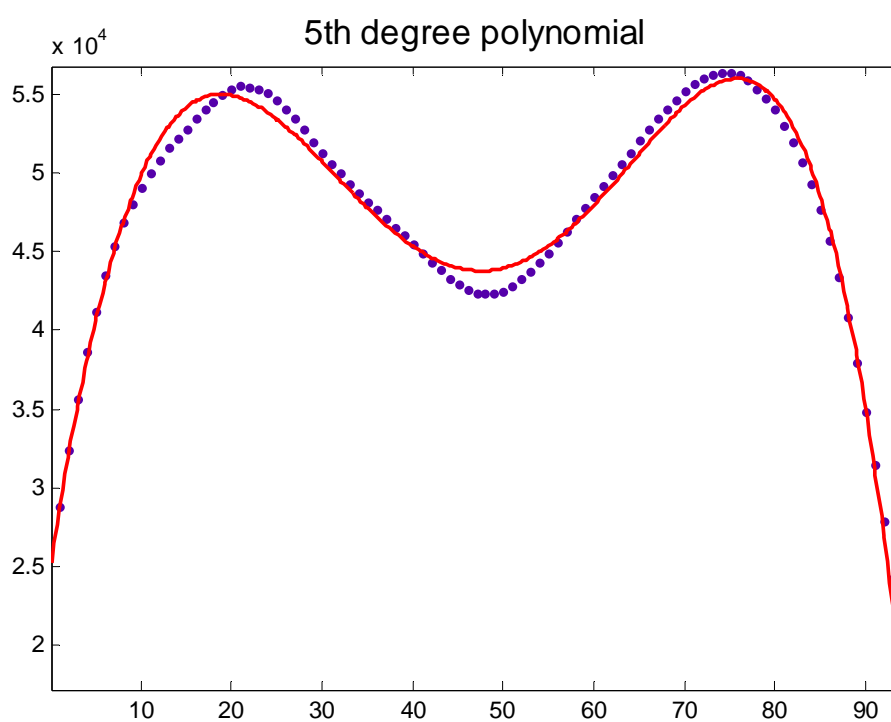


Ilustración20: Aproximación de la señal tumor a un polinomio de orden cinco

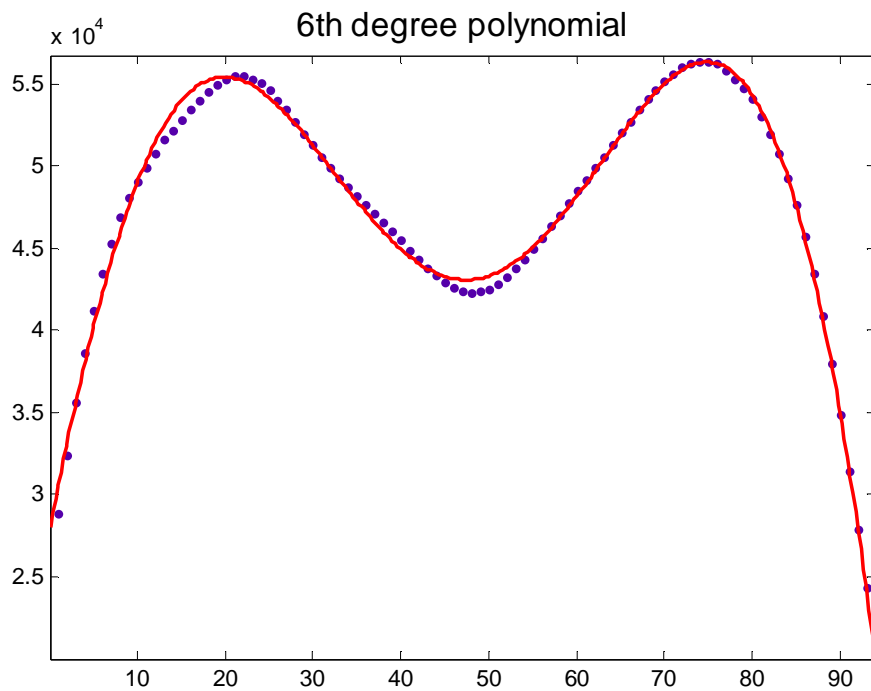


Ilustración21: Aproximación de la señal tumor a un polinomio de orden seis

Vemos que la diferencia existente en las gráficas cuando se aproxima a un polinomio de grado cuatro, quinto y sexto no es muy significativa. Cualquiera de las tres describe la forma que presentaría la señal de un tumor. Las tres funciones presentan las características de simetría respecto al mínimo y dos máximos. Se observa como a mayor grado del polinomio mayor se ajusta la función a el vector de valores utilizados para encontrar la función característica pero es de esperar que en otro corte estos variarían así que concluimos que con la función de cuarto orden ya es suficientemente buena.

Finalmente la función escogida es el polinomio de cuarto orden cuya función se muestra a continuación:

$$f(x) = -0.01767x^4 + 3.288x^3 - 200.6x^2 + 4441x + 23050$$

Esta función, pero, no nos serviría para detectar un tumor de medidas distintas a las del tumor localizado en la trama 31. Es importante que la función $f(x)$ se ensanche o se estreche a modo de adaptarse a las medidas del tumor con el que se va a convolucionar.

Esta problemática se soluciona dividiendo la variable por una constante lo que nos permitirá regularla en cada caso y adaptar la anchura o estrechez de la función para localizar la señal característica del tumor. Entonces, la función genérica que servirá para detectar tumores siendo estos de cualquier dimensión es la siguiente:

$$f(x) = -0.01767 \left(\frac{x}{\mu}\right)^4 + 3.288 \left(\frac{x}{\mu}\right)^3 - 200.6 \left(\frac{x}{\mu}\right)^2 + 4441 \frac{x}{\mu} + 23050$$

La variable definida como μ será la que se deberá modificar cuando se desee ensanchar o estrechar la función.

7. CONCLUSIONES

En primer lugar, se ha demostrado mediante el estudio estadístico que la función contraste diseñada con el fin de dar mayor relevancia a las tumoraciones hepáticas efectivamente lo consigue. Al aplicar la función contraste a las tramas se consigue separar más entre si las medias aritméticas sin aumentar el valor de la desviación típica. Mediante el estudio estadístico se demuestra que la dispersión numérica de las respectivas texturas es lo suficientemente pequeña de manera que no se solapan, hay separación y efectivamente existen tres texturas diferenciadas entre sí. Esta separación, pero, es mayor cuando a las tramas se les ha aplicado la función contraste por lo cual queda demostrado que aplicar la mejora del contraste es favorable para la caracterización de tumoraciones hepáticas.

Se han obtenido unos valores modelo de las 24 variables estadísticas que el programa diseñado en este proyecto es capaz de extraer de un nódulo hepático. Estos valores modelo caracterizan los tumores y sirven para compararlos con los valores extraídos de una sospecha de tumoración hepática y verificar si se trata o no de un nódulo hepático. Se considerará nódulo hepático cuando los valores de valor medio, mediana, varianza y desviación típica de cada textura coinciden con los valores modelo, una vez se ha aplicado la mejora de contraste, $\pm 5\%$.

En el capítulo 8 se ha obtenido una función matemática que se aproxima a la forma de onda de una tumoración hepática cuando se le realiza un corte transversal. Debido a la existencia de variaciones de frecuencias altas en las señales experimentales se ha diseñado un filtro FIR específico capaz de eliminar las frecuencias que impedían la nitidez de la señal madre. Por último, se ha creado una nueva función caracterizada por permitir la regulación de la anchura de la misma a partir de la definición de una constante. Esta nueva función se podría utilizar a modo de detector de tumoraciones hepáticas mediante un procedimiento de comparación de dos funciones, la función modelo y la función sospecha (una vez filtrada).

Finalmente, y como conclusión global del proyecto se define un método a seguir para la detección de tumoraciones hepáticas. Los pasos a seguir se definen a continuación.

Método para la detección de tumoraciones hepáticas

1. Mejorar el contraste de la trama donde se sospecha de la existencia de una tumoración hepática mediante la función diseñada.
2. Se recogen los valores de los píxeles del posible tumor en tres variables distintas haciendo la reparación por texturas mediante el programa general que lo permite. Es necesario que el usuario defina las tres regiones ROI de las que se ha hablado en el apartado 3.2.
3. Extraer los 24 parámetros estadísticos de la tumoración hepática y compararlos con los valores modelo. Se considerará nódulo hepático cuando el valor medio, mediana, varianza y desviación típica de cada textura coinciden con los valores modelo, una vez se ha aplicado la mejora de contraste, $\pm 5\%$.
4. Realizar un corte transversal a la tumoración hepática y guardar los valores de los píxeles sobre el mismo en una variable. Aplicar el filtro FIR específico diseñado en el proyecto a la señal para conseguir alisar la señal.

5. Comparar la señal filtrada con la modelo a modo indicativo de la existencia de coincidencia entre las señales modelo y experimental. Un método para obtener matemáticamente resultados de dicha comparación no se ha estudiado en este proyecto. En el siguiente apartado se propone como debería seguirse el estudio y definir un método para numéricamente obtener resultados de la comparación entre ambas señales.

Extensiones futuras

La autora del proyecto, Mariona Puigdemasa, aconseja para posibles extensiones futuras continuar el estudio realizando pruebas y extrayendo resultados de convolucionar la función modelo diseñada en este proyecto con otras señales, algunas de ellas siendo características de tumoraciones hepáticas y otras no para poner de relevancia la diferencia entre ambos.

Se propone convolucionar sucesivamente la señal sospechosa de tumoración con la función modelo, variando el parámetro de anchura dentro de un cierto rango, con objeto de obtener registros que indiquen la existencia de coincidencia entre modelo e imagen. Se considerará que se trata de una tumoración hepática si el valor de la convolución es alto respecto de todos los demás.

Por último, se propone otra acción de interés en la cual se estudia y diseña un programa en que se aplique la convolución de la función modelo tomada como una onda wavelet, onda que varía su amplitud, con otras señales de interés.

8. ANEXO

8.1 Programa

8.1.1 Programa principal

```
% ----- CARGAMOS LAS IMÁGENES -----  
I = dicomread('C:\Users\mariona\Desktop\Documents\4t.GEEIA\Proyecto_fi_de_grau\imagen\primero.dcm');  
  
[fil,col,color,tramas] = size(I);  
[A,map] = gray2ind(I, double(intmax(class(I))+1)); % para convertir las imagenes tipo intensidad a indexadas con  
una escala de grises de 0 65535  
  
% Se conserva el formato de I pero ahora tiene un map de 65536x3  
for k=1:tramas,  
X(:, :, k) = (A(:, :, 1, k)); % son imagenes  
end  
  
clear A  
  
% ----- Ahora una media móvil de tramas -----  
display('ahora pasará la pelicula')  
pause  
implay(X);  
  
%Se define la trama con la que se va a trabajar (trama 31 en este caso)  
im = X(:, :, 31);  
  
%----- APLICACIÓN DE PROCESOS DE ECUALIZACIÓN Y MEJORA DEL CONTRASTE -----  
%---- Aplicamos la funcion contraste ----  
  
display('A continuación se muestran diferentes opciones de mejora del contraste')
```

```

pause

% Contraste 1 --> Aplicar la funcion contraste
y1 = contraste (im,43000,58000,20000,45000);
figure, imshow(y1);

% Contraste 2 --> Aplicar la funcion contraste
y2 = contraste (im,43500,56000,13000,28000);
figure, imshow(y2);

% Contraste 3 --> Aplicar la funcion contraste
y3 = contraste_prueba (im,43500,52000,15000,27000);
figure, imshow(y3);

% Aplicación de la función contraste a todas las tramas y visualizarlas
for k=1:tramas,
X_contraste(:, :, k) = contraste (X(:, :, k), 43000, 58000, 20000, 45000);
end
clearA
display( 'ahora pasará la pelicula donde se ha mejorado el contraste')
pause
implay(X_contraste);

im = X(:, :, 31); % Im --> extracción de parámetros estadísticos sin
aplicar contraste
im_con = contraste (X(:, :, 79), 43500, 56000, 13000, 28000); % Im_con --> extracción de parámetros estadísticos
aplicando mejora en el contraste

% ----- BUSCAMOS CARACTERÍSTICAS Y PARÁMETROS A LAS DIFERENTES TEXTURAS ----- %

disp ('Defina la región de interés delimitando el tumor en la figura')
figure;
% Modificar im por im_con si se desea extraer parámetros al aplicar mejora del contraste

```

```

[x1, y1, BW1, xi1, yi1] = roipoly(im_con); % returns the XData and YData in x and y, the mask image in BW, and the
polygon coordinates in xi and yi
disp ('Defina la región de interés delimitando el arco de vasos sanguíneos en la figura')
[x2, y2, BW2, xi2, yi2] = roipoly(im_con); % returns the XData and YData in x and y, the mask image in BW, and the
polygon coordinates in xi and yi
disp ('Defina la región de interés concéntrica a las anteriores que contenga tejido del hígado en la figura')
[x3, y3, BW3, xi3, yi3] = roipoly(im_con); % returns the XData and YData in x and y, the mask image in BW, and the
polygon coordinates in xi and yi

BW_tumor = BW1;
figure, imshow(BW_tumor);
BW_arco = BW2 - BW1;
figure, imshow(BW_arco);
BW_higado = BW3 - BW2;
figure, imshow(BW_higado);
index_ROI_tumor = find(BW_tumor); % guarda los indices de BW con valor uno
index_ROI_arco = find(BW_arco);
index_ROI_higado = find(BW_higado);

% ----- ZONA1: TUMOR ----- %
display ( 'Se calculan los parámetros de la zona TUMOR' )
pause
%tumor = im(index_ROI_tumor); % estudio estadístico sin contraste
tumor = im_con(index_ROI_tumor); % estudio estadístico con contraste
tumor1 = double((tumor(:))'); % creo un vector con todos los valores de la zona tumor (antes
los tenia en una matriz)
figure, hist(tumor1, 25); % histograma con 25 intervalos
h = findobj(gca,'Type','patch');
title ('Histograma textura tumor', 'FontSize', 14);
xlabel ('valor del píxel')
ylabel ('frecuencia absoluta');
set(h,'FaceColor','b','EdgeColor','w') % visualizacion del histograma
% Cálculo de los parámetros de localización %
V_medio_tumor = mean2(tumor); % valor medio de la intensidad en la ROI
display( 'Valor medio = V_medio_tumor')
mediana_tumor = median(tumor1); % mediana

```

```

display( 'Mediana = mediana_tumor')
moda_tumor = mode(tumor1); % moda
display( 'Moda = moda_tumor')
% Cálculo de los parámetros de dispersión %
max_tumor = max(tumor); % calcula el máximo de la región tumor
min_tumor = min(tumor); % calcula el mínimo de la región tumor
rango_tumor = max_tumor - min_tumor; % rango
display( 'Rango = rango_tumor')
var_tumor = var(tumor1); % varianza
display( 'Varianza = var_tumor')
S_stand_tumor = std2(tumor); % desviación típica de la intensidad en la ROI
display( 'Desviación típica = S_stand_tumor')

% ----- ZONA2: ARCO DE VASOS SANGUÍNEOS ----- %
display ( 'Se calculan los parámetros de la zona ARCO' )
pause
%arco = im(index_ROI_arco); % Estudio estadístico sin contraste
arco = im_con(index_ROI_arco); % Estudio estadístico con contraste
arcol = double(arco(:)); % creo un vector con todos los valores de la zona arco (antes
los tenia en una matriz)
figure, hist(arcol, 25); % histograma con 25 intervalos
h = findobj(gca,'Type','patch');
title ('Histograma textura arco', 'FontSize', 14);
xlabel ('valor del píxel')
ylabel ('frecuencia absoluta');
set(h,'FaceColor','b','EdgeColor','w') % visualizacion del histograma
% Cálculo de los parámetros de localización %
V_medio_arco = mean2(arco); % valor medio de la intensidad en la ROI
display( 'Valor medio = V_medio_arco')
mediana_arco = median(arcol); % mediana
display( 'Mediana = mediana_arco')
moda_arco = mode(arcol); % moda
display( 'Moda = moda_arco')
% Cálculo de los parámetros de dispersión %
max_arco = max(arco); % calcula el máximo de la región tumor
min_arco = min(arco); % calcula el mínimo de la región tumor

```

```

rango_arco = max_arco - min_arco;           % rango
display( 'Rango = rango_arco' )
var_arco = var(arco1);                       % varianza
display( 'Varianza = var_arco' )
S_stand_arco = std2(arco);                   % desviación típica de la intensidad en la ROI
display( 'Desviación típica = S_stand_arco' )

% ----- ZONA3: HÍGADO ----- %
display ( 'Se calculan los parámetros de la zona HÍGADO' )
pause
%higado = im(index_ROI_higado);              % Estudio estadístico sin contraste
higado = im_con(index_ROI_higado);           % Estudio estadístico con contraste
higado1 = double((higado(:))');              % creo un vector con todos los valores de la zona hígado
(antes los tenia en una matriz)
figure, hist(higado1, 25);                   % histograma con 25 intervalos
h = findobj(gca,'Type','patch');
title ('Histograma textura hígado', 'FontSize', 14);
xlabel ('valor del píxel')
ylabel ('frecuencia absoluta');
set(h,'FaceColor','b','EdgeColor','w')       % visualizacion del histograma
% Cálculo de los parámetros de localización %
V_medio_higado = mean2(higado);              % valor medio de la intensidad en la ROI
display( 'Valor medio = V_medio_higado' )
mediana_higado = median(higado1);            % mediana
display( 'Mediana = mediana_higado' )
moda_higado = mode(higado1);                 % moda
display( 'Moda = moda_higado' )
% Cálculo de los parámetros de dispersión %
max_higado = max(higado);                    % calcula el máximo de la región tumor
min_higado = min(higado);                    % calcula el mínimo de la región tumor
rango_higado = max_higado - min_higado;      % rango
display( 'Rango = rango_higado' )
var_higado = var(higado1);                   % varianza
display( 'Varianza = var_higado' )
S_stand_higado = std2(higado);               % desviación típica de la intensidad en la ROI
display( 'Desviación típica = S_stand_higado' )

```



```

T = [V_medio_tumor; mediana_tumor; moda_tumor; max_tumor; min_tumor; rango_tumor; var_tumor; S_stand_tumor;
V_medio_arco; mediana_arco; moda_arco; max_arco; min_arco; rango_arco; var_arco; S_stand_arco;
V_medio_higado; mediana_higado; moda_higado; max_higado; min_higado; rango_higado; var_higado; S_stand_higado];

% ----- GRÁFICO de valores de los pixeles que se encuentran sobre una recta definida ----- %

display( 'Defina dos rectas perpendiculares que corten el tumor')
pause

% imagen original
imshow(im,[])
% CORTE HORIZONTAL CX y CY corresponden a la posición del píxel. C1 es el
% vector de valores de intensidad
[CX1,CY1,C1] = improfile;
figure(30), imshow(im,[])
% CORTE VERTICAL CX y CY corresponden a la posición del píxel. C2 es el
% vector de valores de intensidad
[CX2,CY2,C2] = improfile;
figure(31), plot(C1)
title ('Intensidad de los píxeles sobre la recta horizontal', 'FontSize', 14);
xlabel ('Posición x del píxel');
ylabel ('Intensidad (valor del píxel)');
figure(32), plot(C2)
title ('Intensidad de los píxeles sobre la recta vertical', 'FontSize', 14);
xlabel ('Posición y del píxel');
ylabel ('Intensidad (valor del píxel)');

% ----- Aplicación del filtro FIR a las señales C1 y C2 ----- %

filter = [0.0054; 0.0065; 0.0095; 0.0144; 0.0210; 0.0287; 0.0372; 0.0460;
0.0544; 0.0619; 0.0680; 0.0724; 0.0746; 0.0746; 0.0724; 0.0680; 0.0619;
0.0544; 0.0460; 0.0372; 0.0287; 0.0210; 0.0144; 0.0095; 0.0065; 0.0054];

```

```

filter_function1 = conv (C1, filter, 'same');
figure(33), plot(filter_function1)
title ('Corte horizontal filtrado', 'FontSize', 14);
xlabel ('Posición x del píxel');
ylabel ('Intensidad (valor del píxel)');

filter_function2 = conv (C2, filter, 'same');
figure(34), plot(filter_function2)
title ('Corte vertical filtrado', 'FontSize', 14);
xlabel ('Posición y del píxel');
ylabel ('Intensidad (valor del píxel)');

```

8.1.2 Función contraste

```

function y=contraste(x,a1,a2,b1,b2)
%
% y=contraste(x,a1,b1,a2,b2)
% cambia de forma lineal el contraste y la intensidad de la imagen x en tres intervalos de intensidad
% x= archivo de imagen de intensidad con uint8 o uint16
% a1, a2, b1, b2 niveles de intensidad
% los intervalos de x son 0-a1, a1-a2, a2-ultimo      ( es el valor de intensidad: 255 si uint8 o bien 65535 si
uint16 )
% los intervalos de y son 0-b1, b1-b2, b2-ultimo
% y= imagen con la intensidad cambiada
%

máximo=max(max(x));          % para determinar si es uint8 o uint16
ind1=find(x<a1);              % guarda los indices de la imagen x cuya intensidad es menor que a1
ind2=find(x>=a1 & x<a2);      % guarda los indices de la imagen x cuya intensidad es mayor o igua a a1 y menor que a2
ind3=find(x>=a2);

```

```

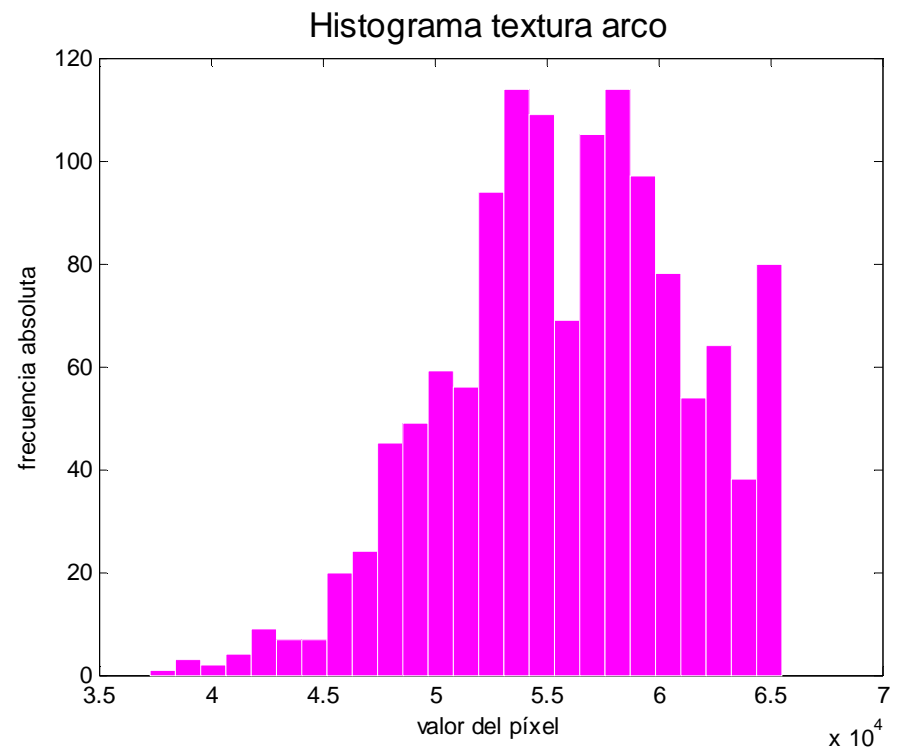
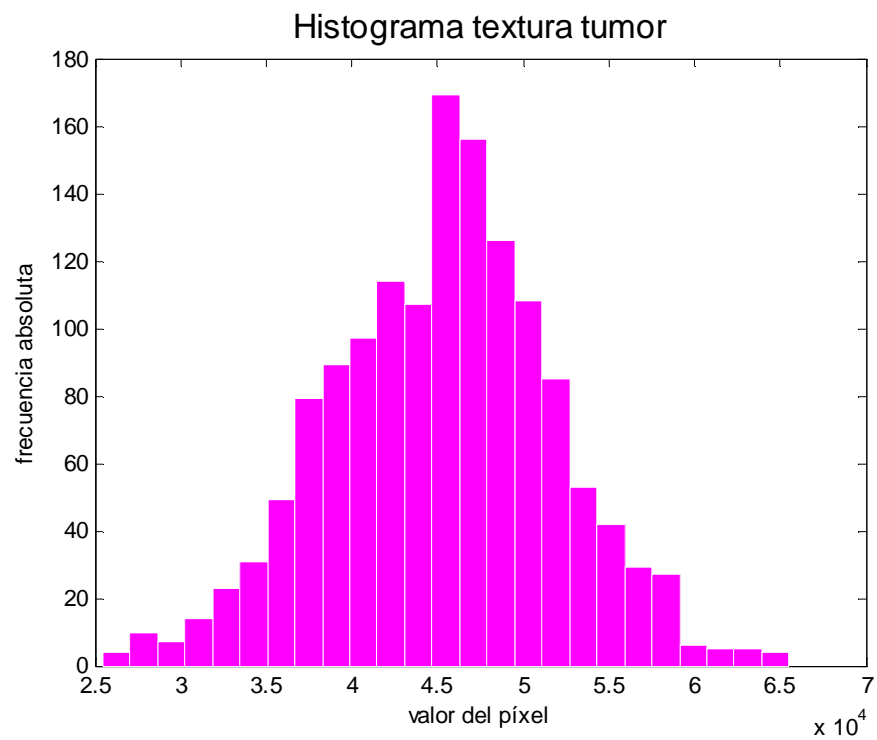
y=zeros(size(x));           % crea la imagen de salida e inicializa sus pixels a intensidad cero
y(ind1)=(b1/a1)*x(ind1);    % cambia pone en y los pixels de x cambiados a la nueva intensidad dada por la recta
                             % con pendiente b1/a1
y(ind2)=(x(ind2)-a1)*((b2-b1)/(a2-a1))+b1;    % lo mismo
y(ind3)=(x(ind3)-a2)*((255-b2)/(255-a2))+b2;    % lo mismo
if maximo>256
    y=uint16(y);
else
    y=uint8(y);
end
end

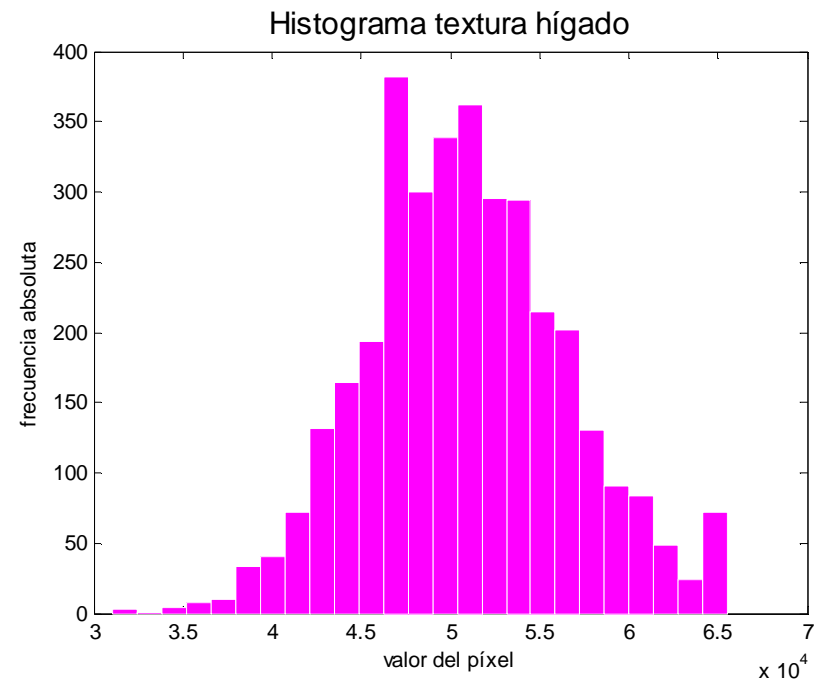
```

8.2 Datos para el análisis estadístico

8.2.1 Parámetros sin aplicar mejora en el contraste

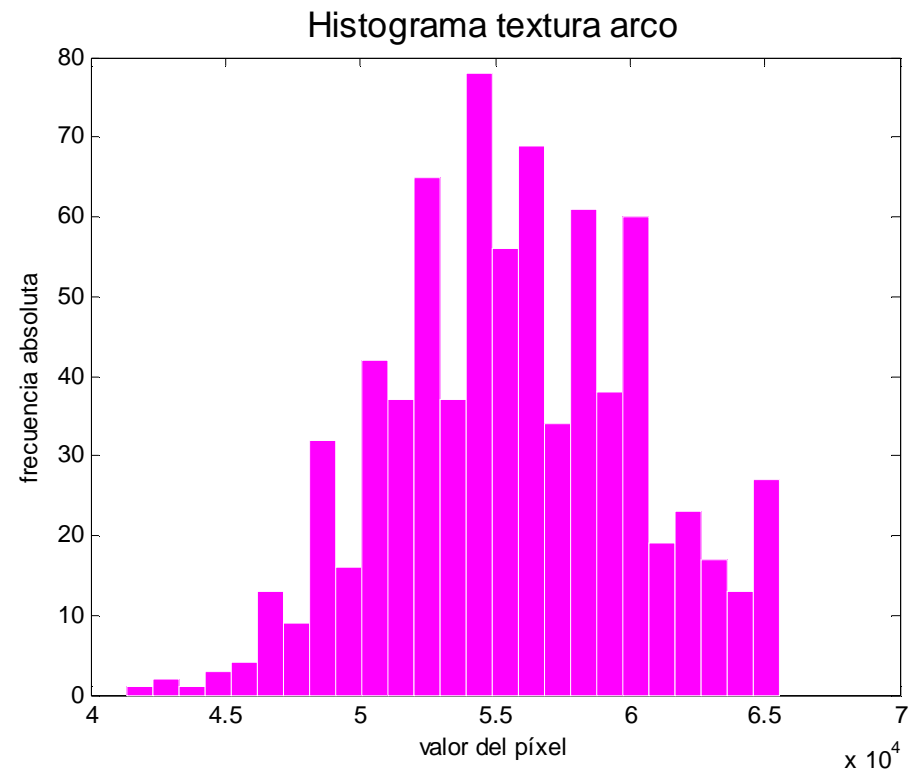
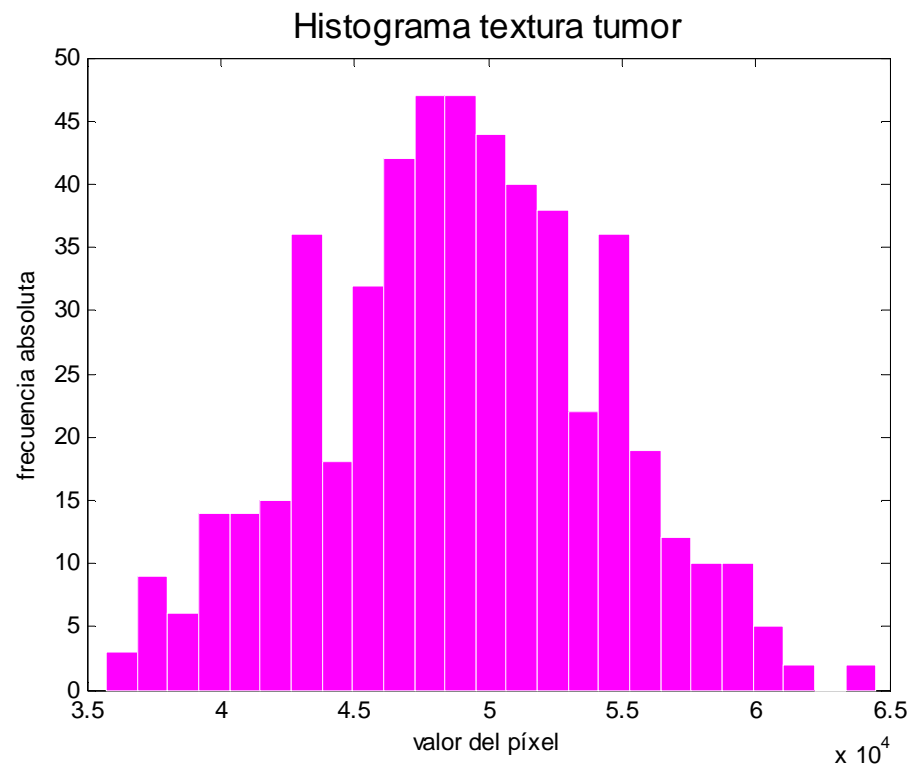
- Tumor 1 (trama 31)

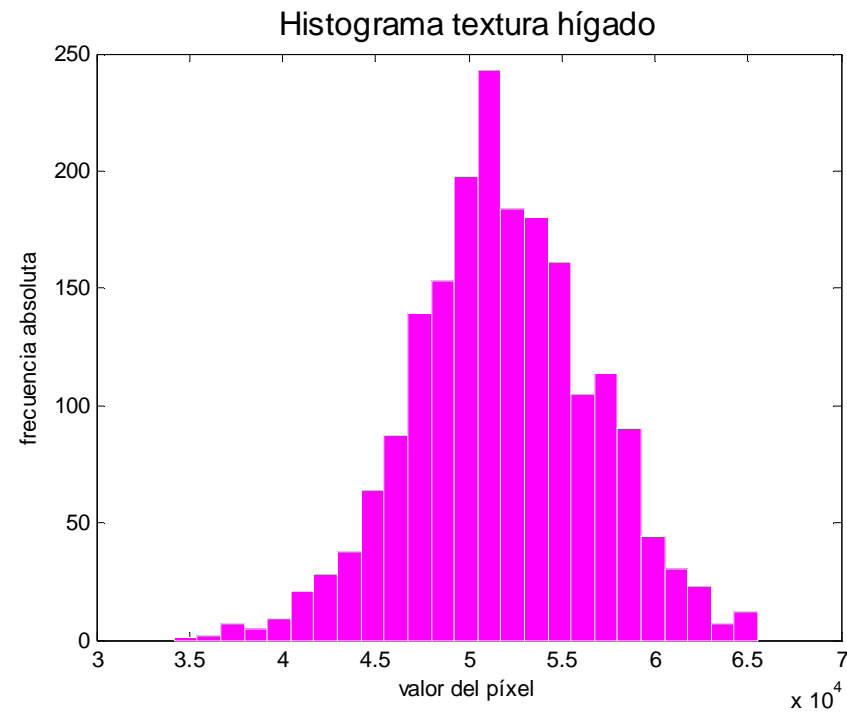




Textura	Variable	Valor	Textura	Variable	Valor	Textura	Variable	Valor
Tumor	Valor medio	45262	Arco	Valor medio	55949	Hígado	Valor medio	50915
	Mediana	45488		Mediana	56282		Mediana	50628
	Moda	44974		Moda	65534		Moda	48829
	Valor máximo	65534		Valor máximo	65534		Valor máximo	65534
	Valor mínimo	25443		Valor mínimo	37264		Valor mínimo	31097
	Rango	40091		Rango	28270		Rango	34437
	Varianza	43388569		Varianza	28783225		Varianza	31945104
	Desviación típica	6587		Desviación típica	5365		Desviación típica	5652

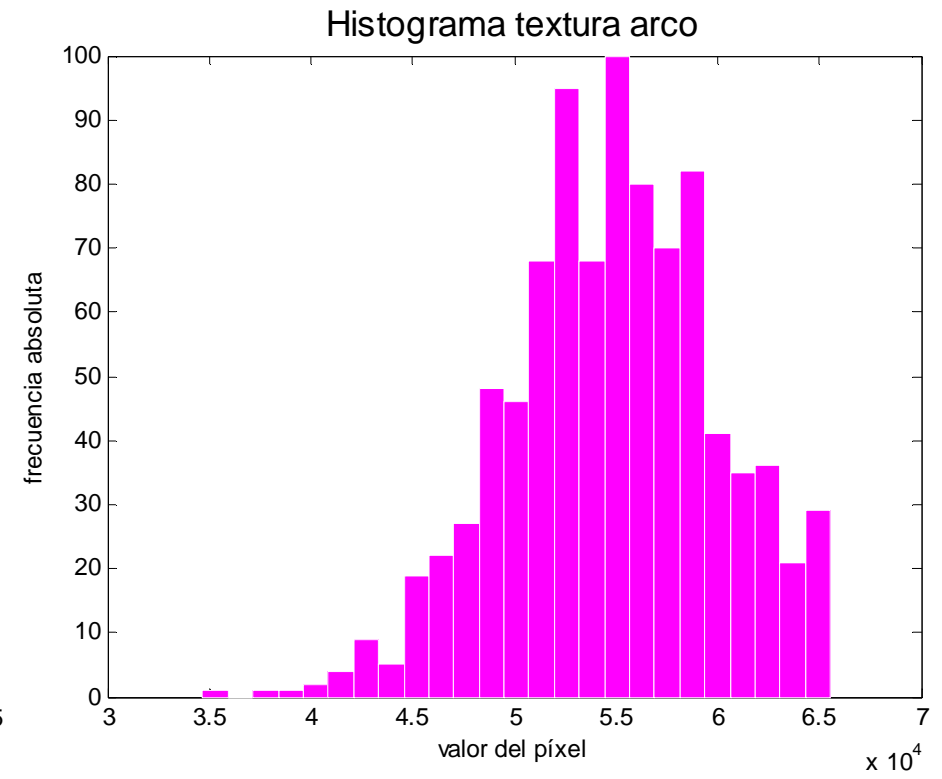
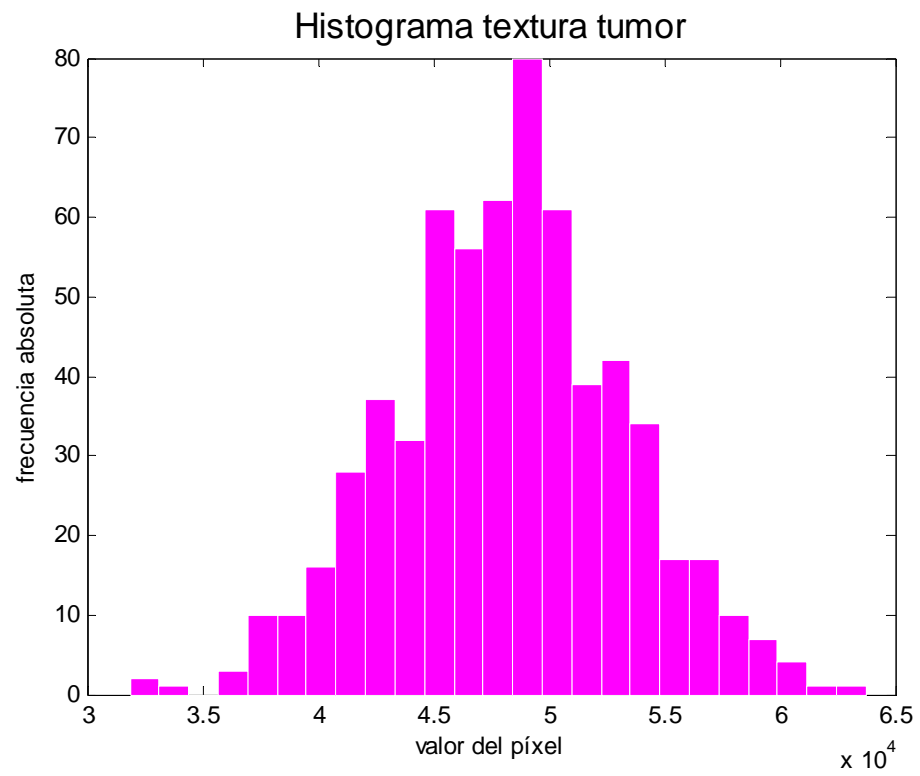
- Tumor 2 (trama 43)

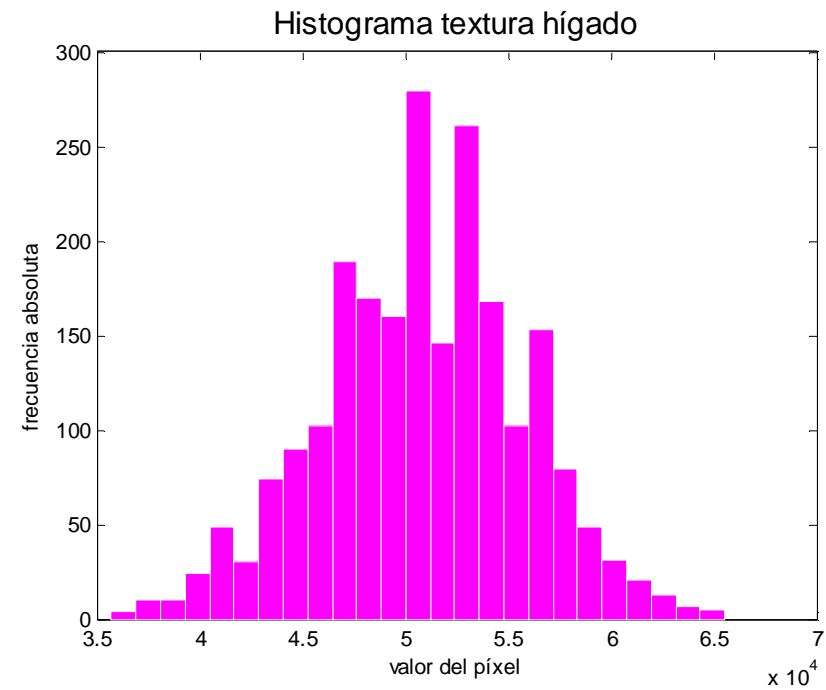




Textura	Variable	Valor	Textura	Variable	Valor	Textura	Variable	Valor
Tumor	Valor medio	49004	Arco	Valor medio	55644	Hígado	Valor medio	51850
	Mediana	49086		Mediana	55511		Mediana	51656
	Moda	50628		Moda	54740		Moda	50371
	Valor máximo	64506		Valor máximo	65534		Valor máximo	65534
	Valor mínimo	35722		Valor mínimo	41376		Valor mínimo	34180
	Rango	28784		Rango	24158		Rango	31354
	Varianza	28793956		Varianza	21215236		Varianza	23580736
	Desviación típica	5366		Desviación típica	4606		Desviación típica	4856

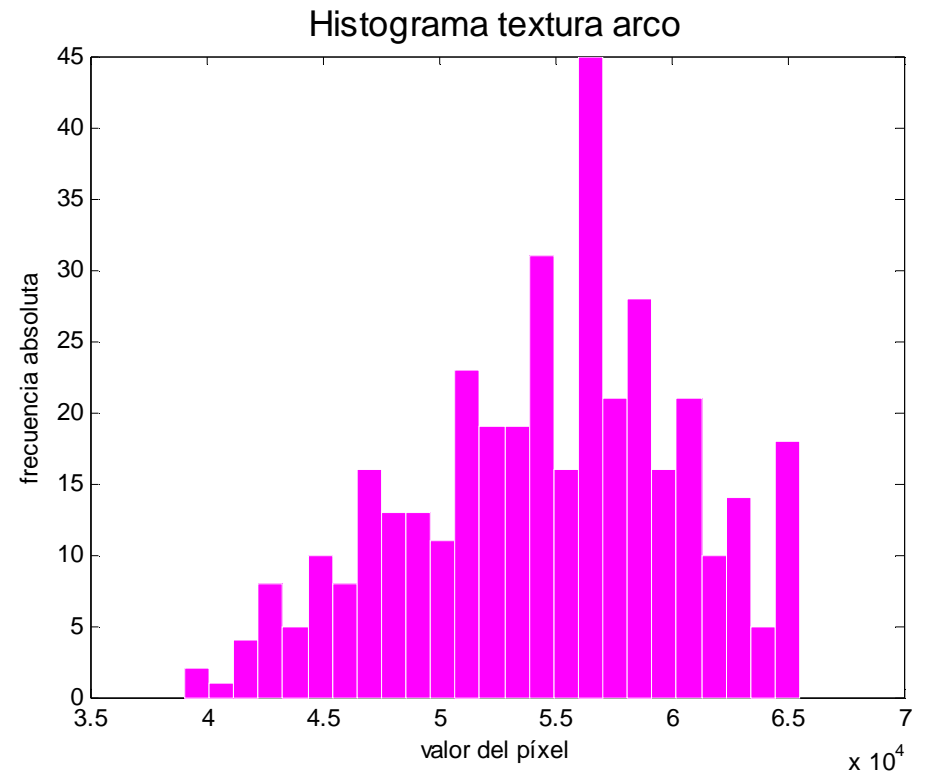
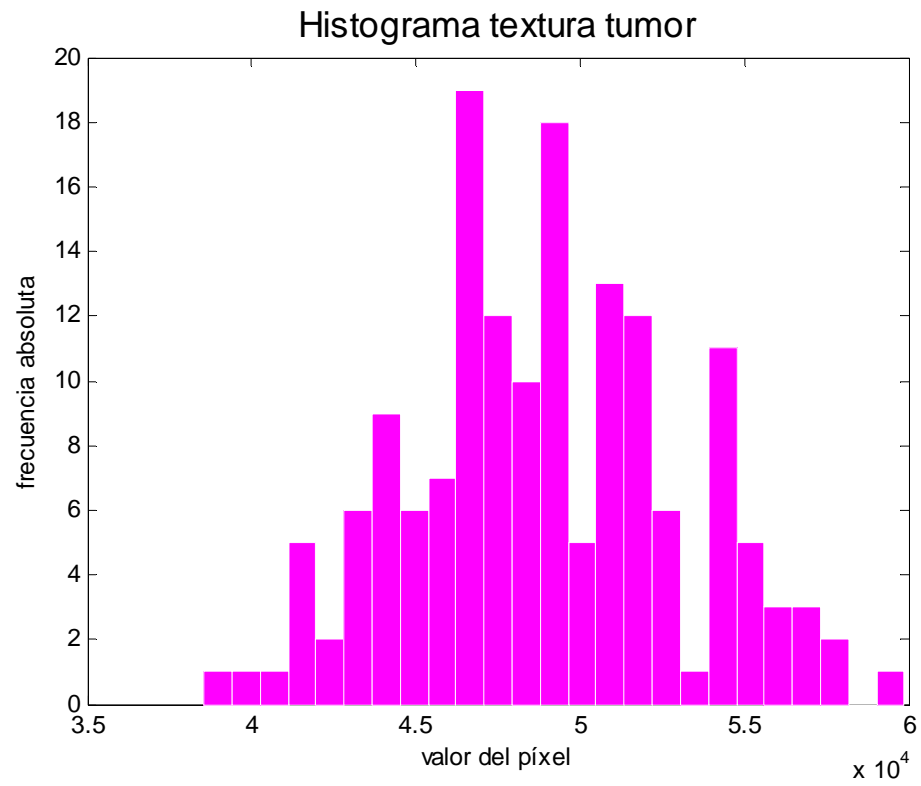
- Tumor 2 (trama 45)

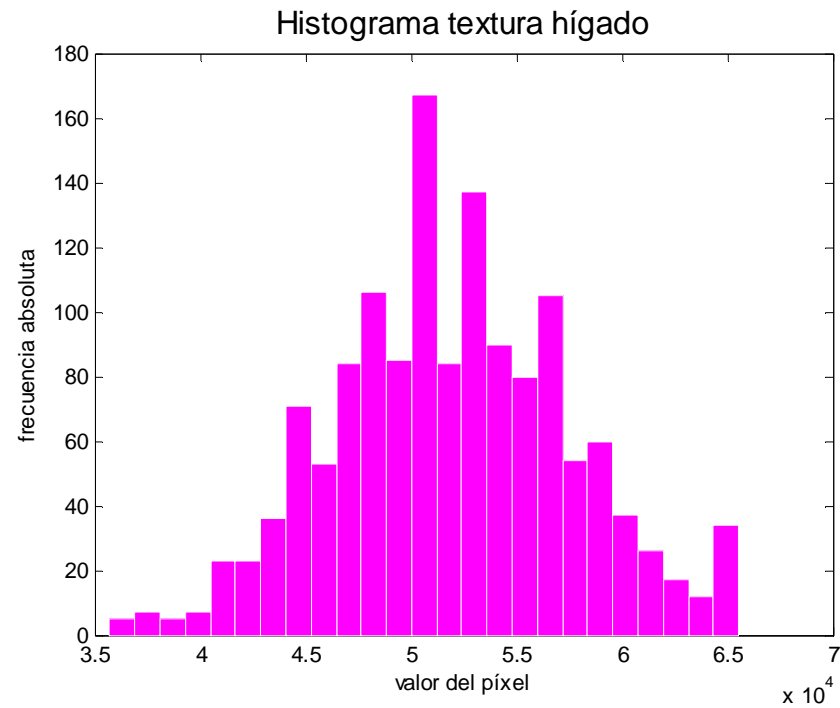




Textura	Variable	Valor	Textura	Variable	Valor	Textura	Variable	Valor
Tumor	Valor medio	48276	Arco	Valor medio	54838	Hígado	Valor medio	50858
	Mediana	48315		Mediana	54740		Mediana	50885
	Moda	48829		Moda	53198		Moda	50885
	Valor máximo	63735		Valor máximo	65534		Valor máximo	65534
	Valor mínimo	31868		Valor mínimo	34694		Valor mínimo	35722
	Rango	31867		Rango	30840		Rango	29812
	Varianza	25060036		Varianza	26615281		Varianza	24453025
	Desviación típica	5006		Desviación típica	5159		Desviación típica	4945

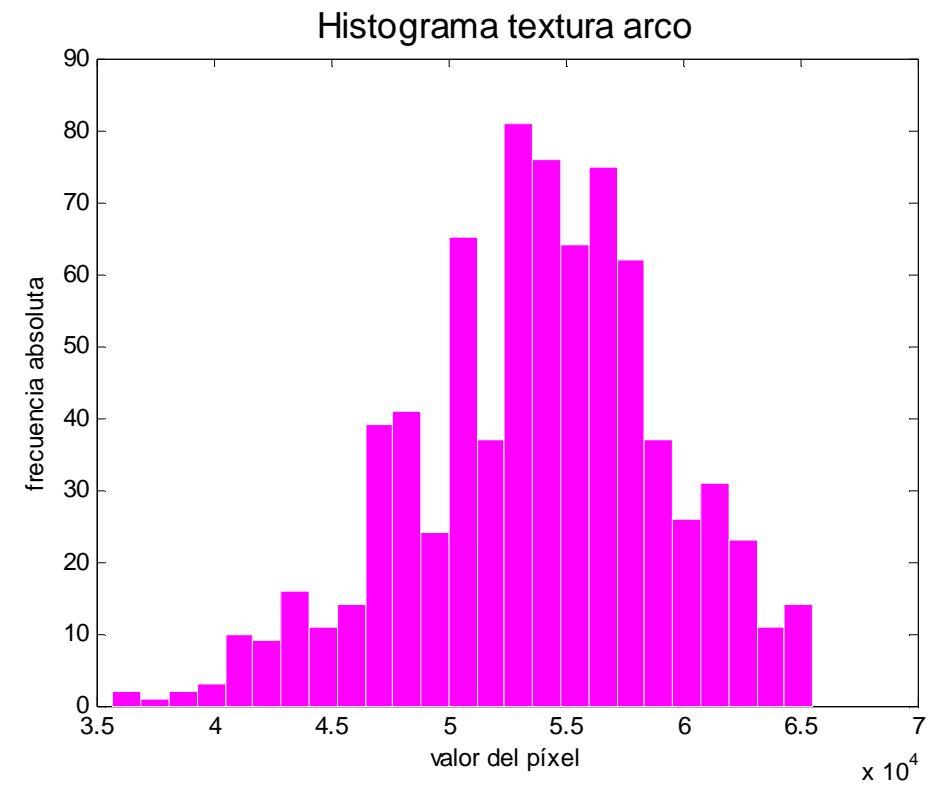
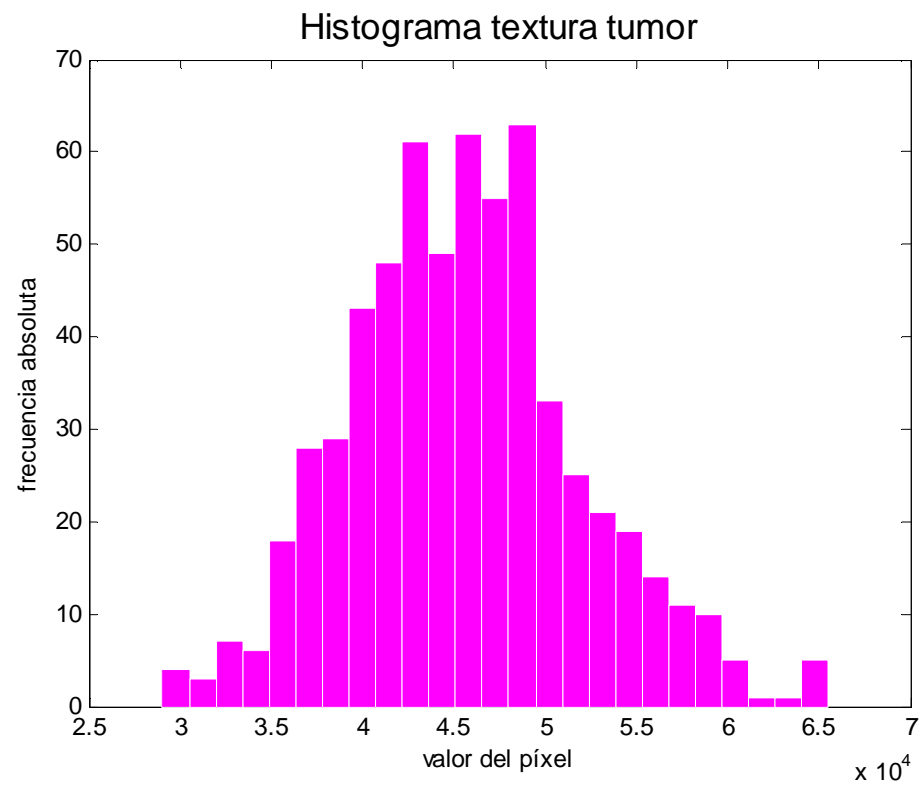
- Tumor 3 (trama 45)

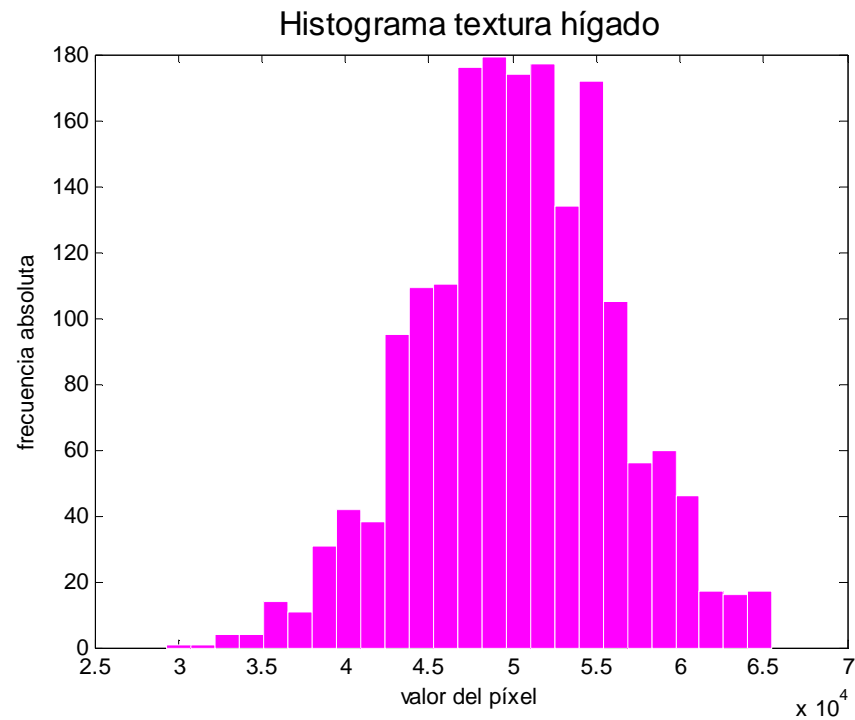




Textura	Variable	Valor	Textura	Variable	Valor	Textura	Variable	Valor
Tumor	Valor medio	48911	Arco	Valor medio	54716	Hígado	Valor medio	51941
	Mediana	48829		Mediana	54997		Mediana	51656
	Moda	47030		Moda	56282		Moda	50114
	Valor máximo	59880		Valor máximo	65534		Valor máximo	65534
	Valor mínimo	38549		Valor mínimo	39063		Valor mínimo	35722
	Rango	21331		Rango	26471		Rango	29812
	Varianza	17388900		Varianza	35022724		Varianza	31832164
	Desviación típica	4170		Desviación típica	5918		Desviación típica	5642

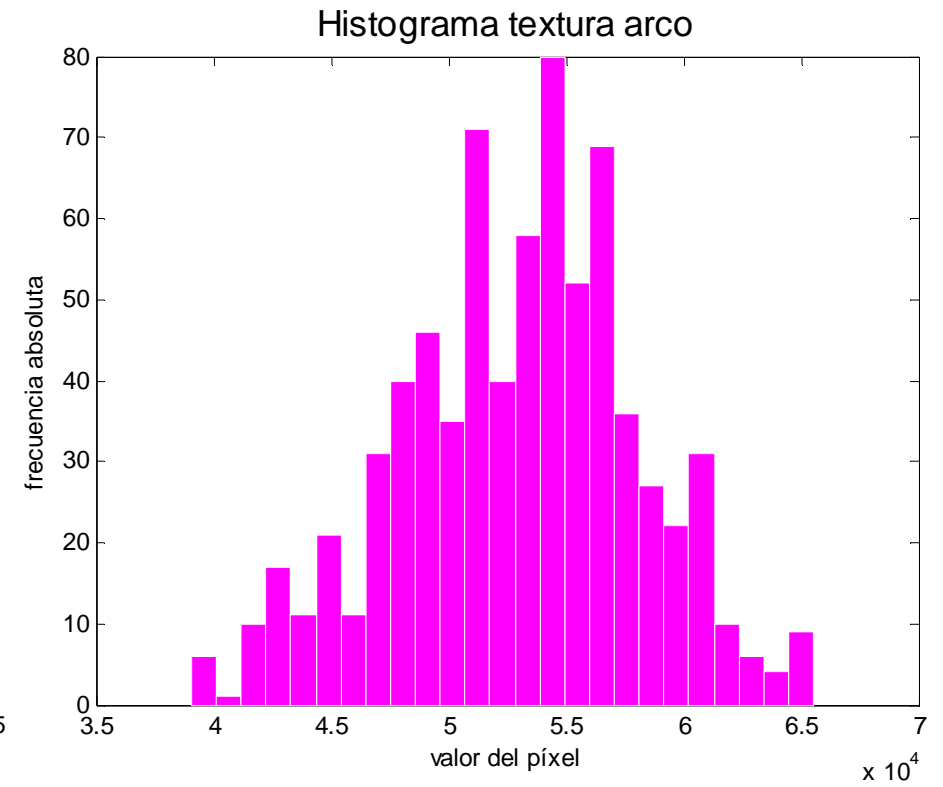
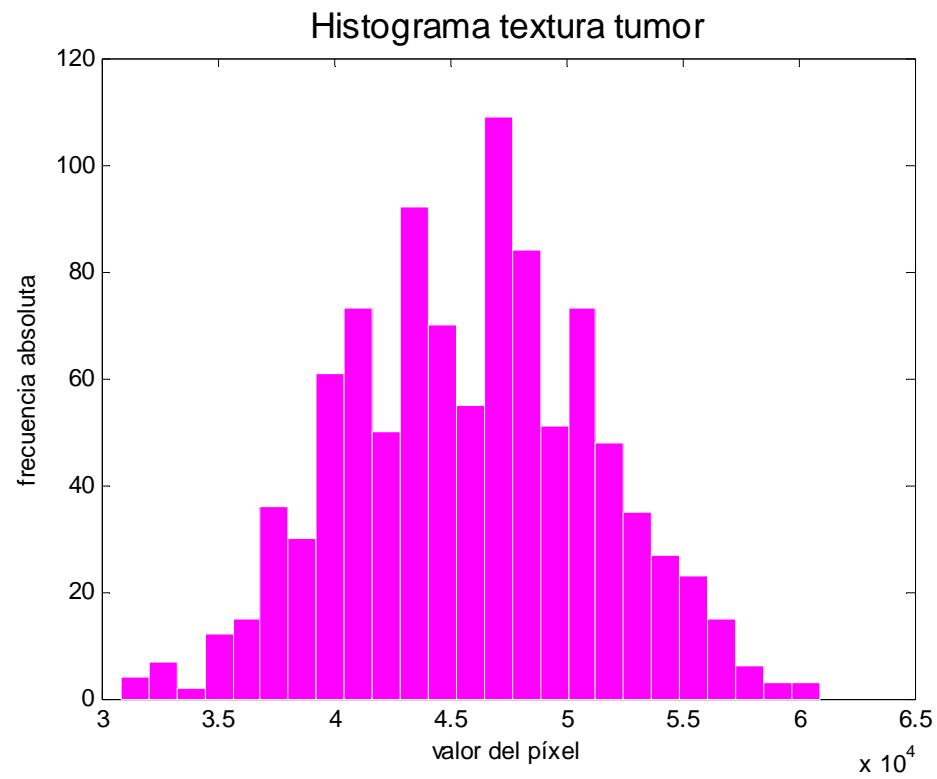
- Tumor 4 (trama 53)

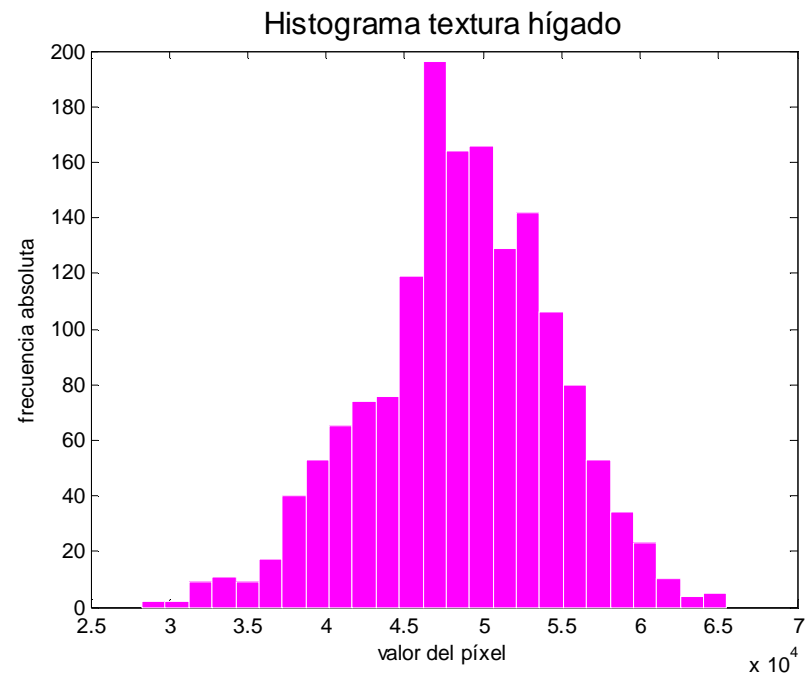




Textura	Variable	Valor	Textura	Variable	Valor	Textura	Variable	Valor
Tumor	Valor medio	45661	Arco	Valor medio	53798	Hígado	Valor medio	50221
	Mediana	45231		Mediana	54226		Mediana	50371
	Moda	46516		Moda	54997		Moda	52427
	Valor máximo	65534		Valor máximo	65534		Valor máximo	65534
	Valor mínimo	29041		Valor mínimo	35722		Valor mínimo	29298
	Rango	36493		Rango	29812		Rango	36236
	Varianza	40462321		Varianza	29463184		Varianza	33953929
	Desviación típica	6361		Desviación típica	5428		Desviación típica	5827

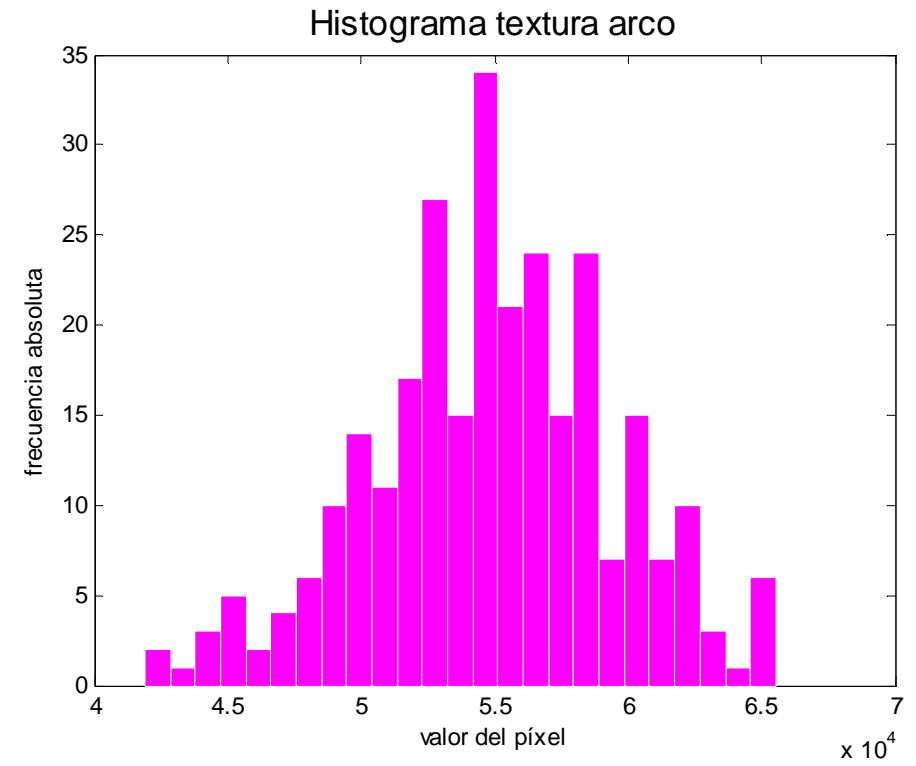
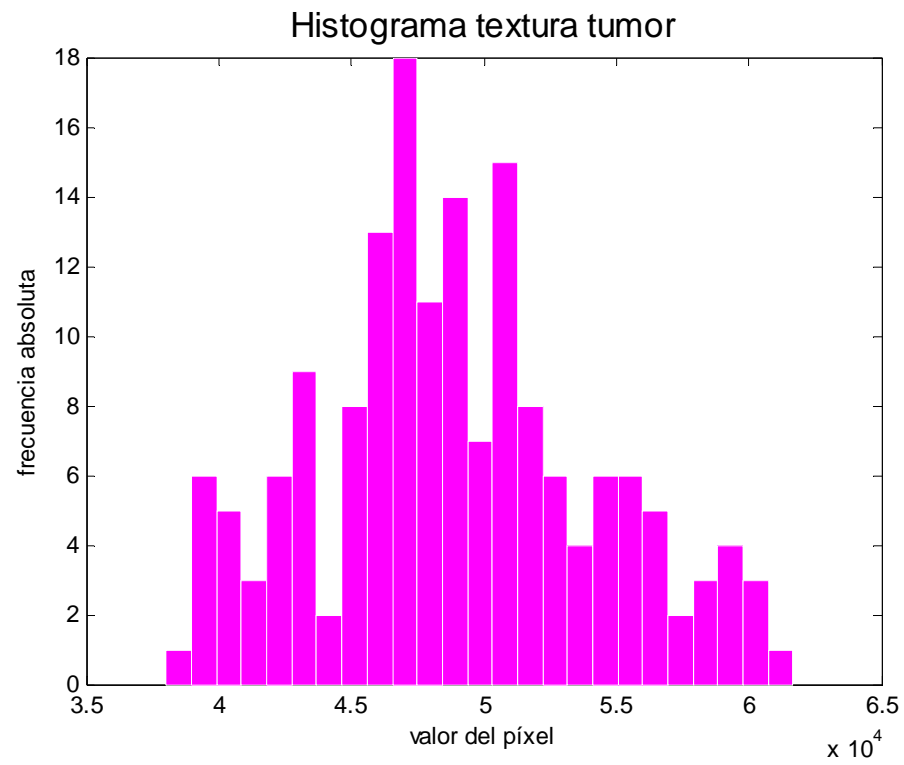
- Tumor 4 (trama 60)

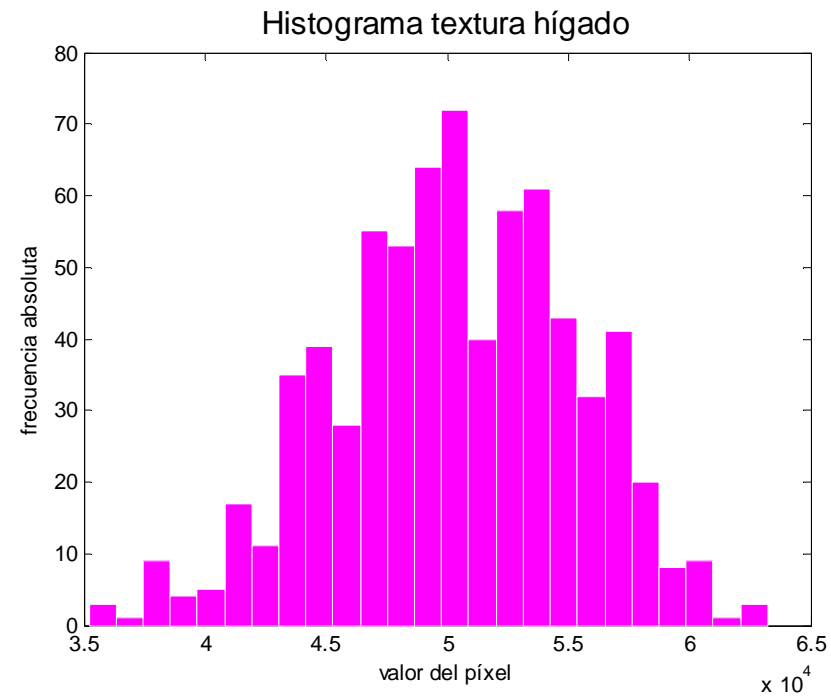




Textura	Variable	Valor	Textura	Variable	Valor	Textura	Variable	Valor
Tumor	Valor medio	45871	Arco	Valor medio	52965	Hígado	Valor medio	48627
	Mediana	46259		Mediana	53198		Mediana	48829
	Moda	46516		Moda	55511		Moda	48315
	Valor máximo	60908		Valor máximo	65534		Valor máximo	65534
	Valor mínimo	30840		Valor mínimo	39063		Valor mínimo	28270
	Rango	30068		Rango	26471		Rango	37264
	Varianza	28890625		Varianza	26245129		Varianza	35129329
	Desviación típica	5375		Desviación típica	5123		Desviación típica	5927

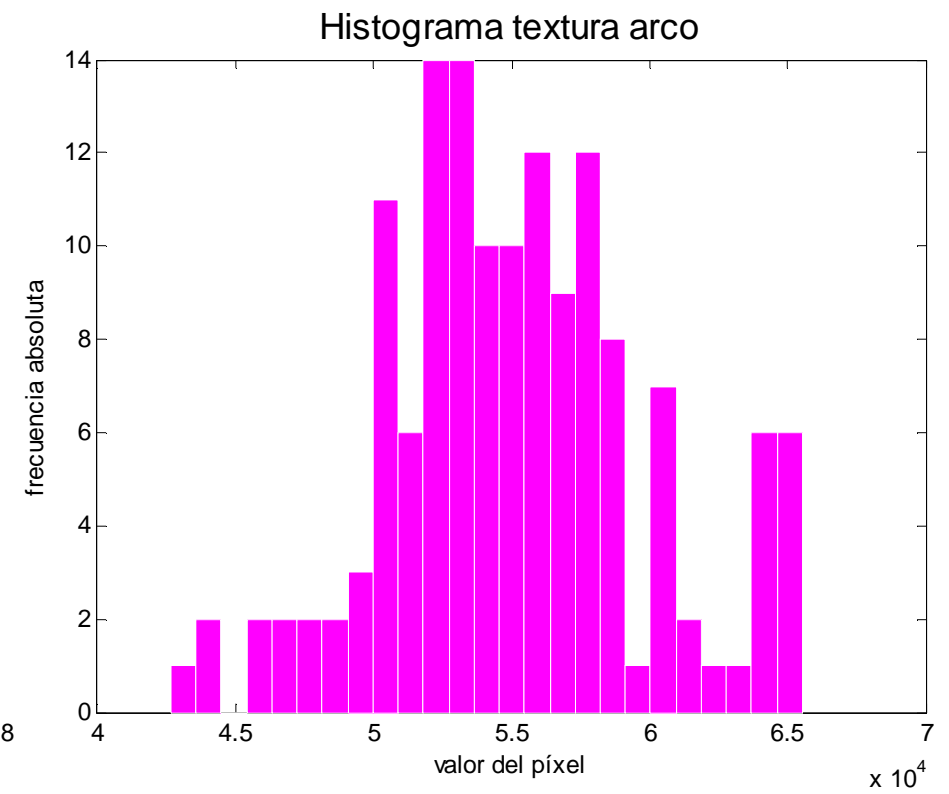
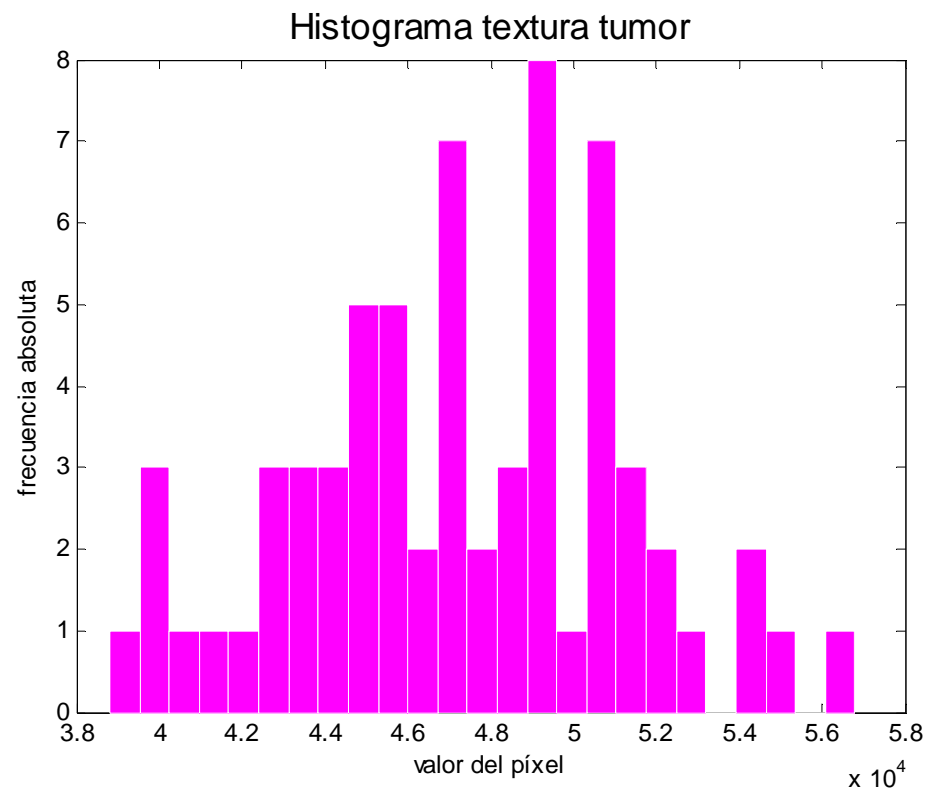
- Tumor 5 (trama 60)

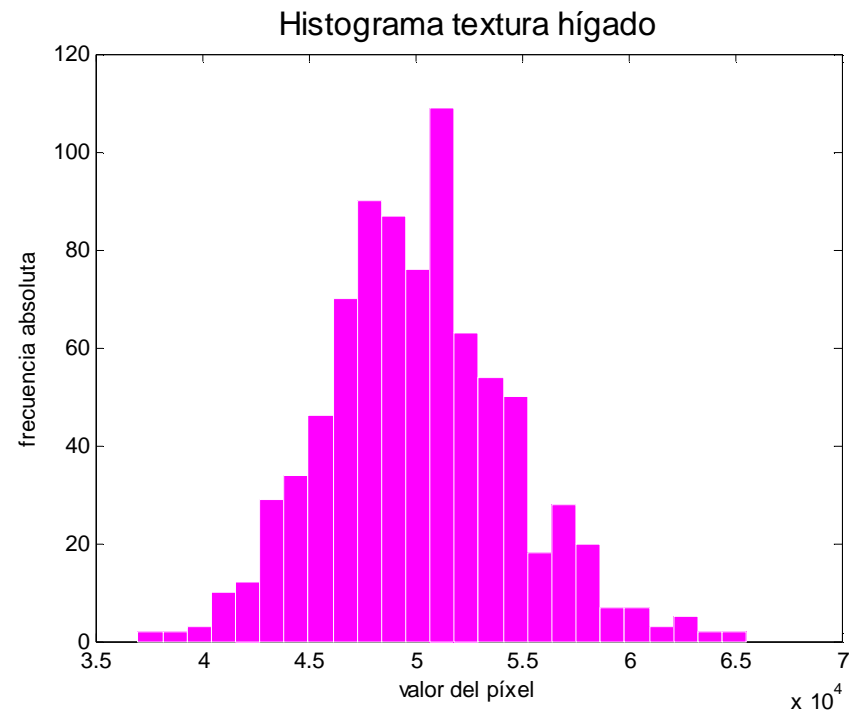




Textura	Variable	Valor	Textura	Variable	Valor	Textura	Variable	Valor
Tumor	Valor medio	48930	Arco	Valor medio	54837	Hígado	Valor medio	50251
	Mediana	48701		Mediana	54997		Mediana	50628
	Moda	46773		Moda	56282		Moda	50885
	Valor máximo	61679		Valor máximo	65534		Valor máximo	63221
	Valor mínimo	38035		Valor mínimo	41890		Valor mínimo	35208
	Rango	23644		Rango	23644		Rango	28013
	Varianza	26553409		Varianza	20502784		Varianza	24611521
	Desviación típica	5153		Desviación típica	4528		Desviación típica	4961

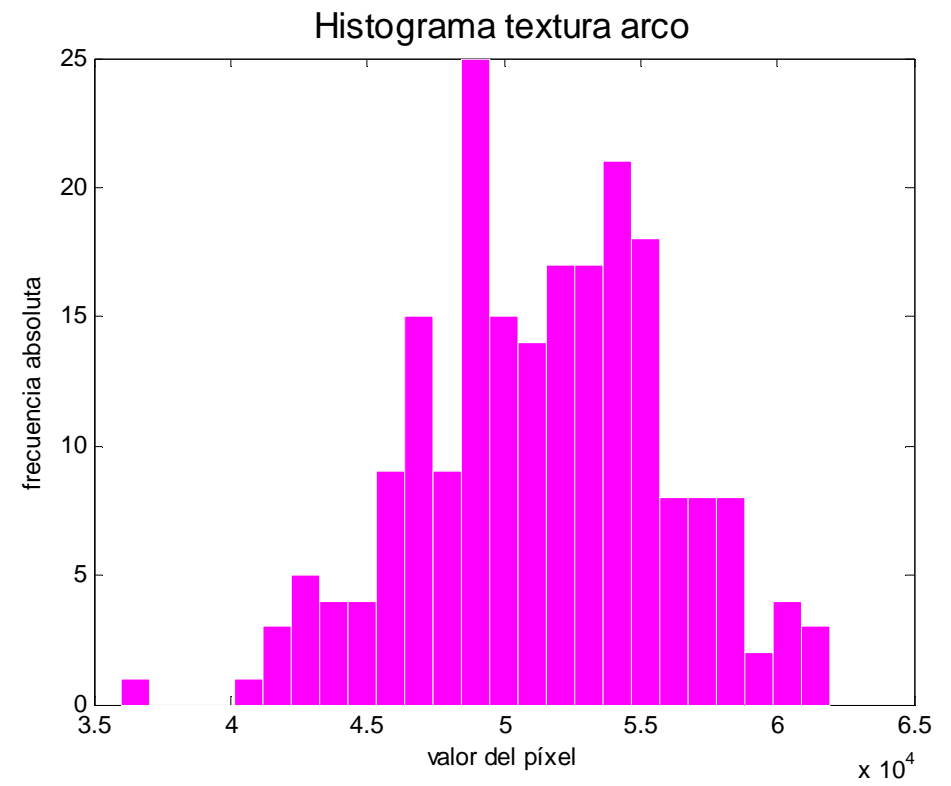
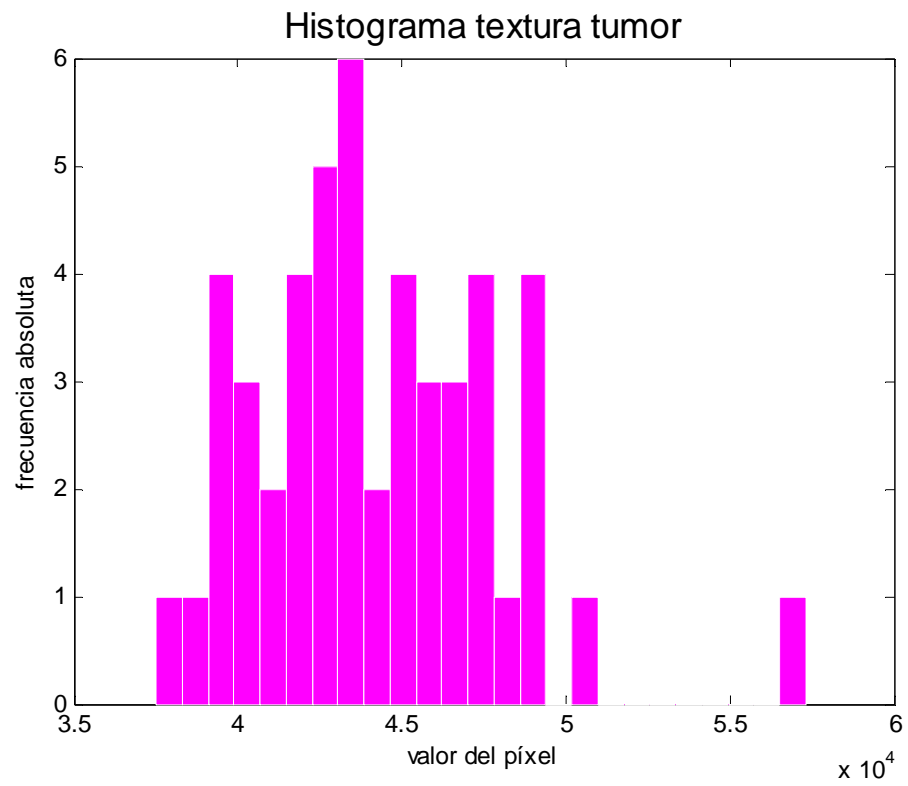
- Tumor 6 (trama 65)

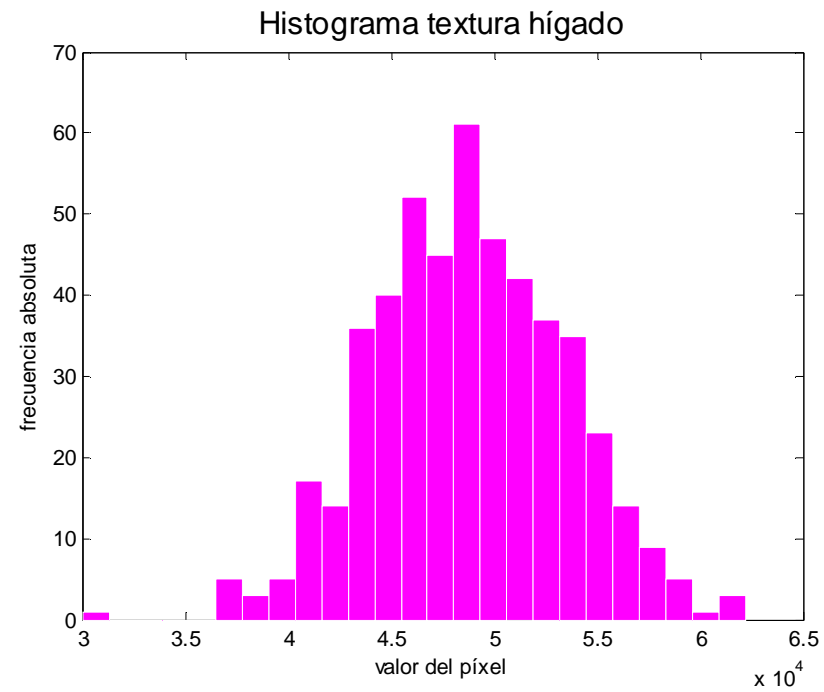




Textura	Variable	Valor	Textura	Variable	Valor	Textura	Variable	Valor
Tumor	Valor medio	47299	Arco	Valor medio	55188	Hígado	Valor medio	50149
	Mediana	47287		Mediana	54869		Mediana	50114
	Moda	49600		Moda	52170		Moda	50885
	Valor máximo	56796		Valor máximo	65534		Valor máximo	65534
	Valor mínimo	38806		Valor mínimo	42661		Valor mínimo	37007
	Rango	17990		Rango	22873		Rango	28527
	Varianza	15713296		Varianza	22724289		Varianza	19342404
	Desviación típica	3964		Desviación típica	4767		Desviación típica	4398

- Tumor 7 (trama 79)

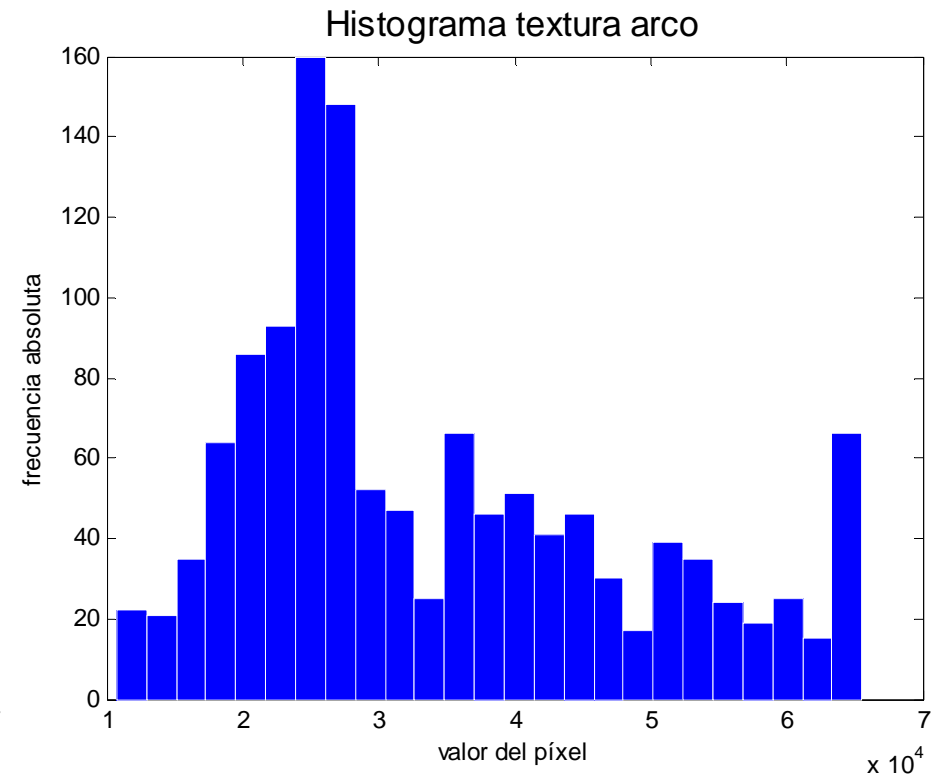
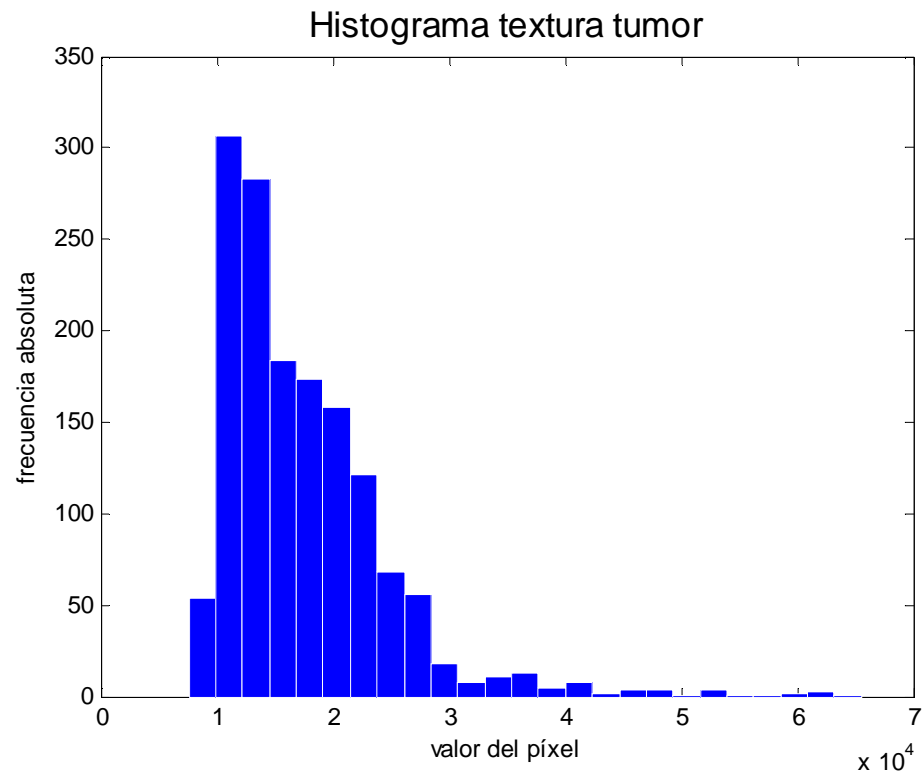


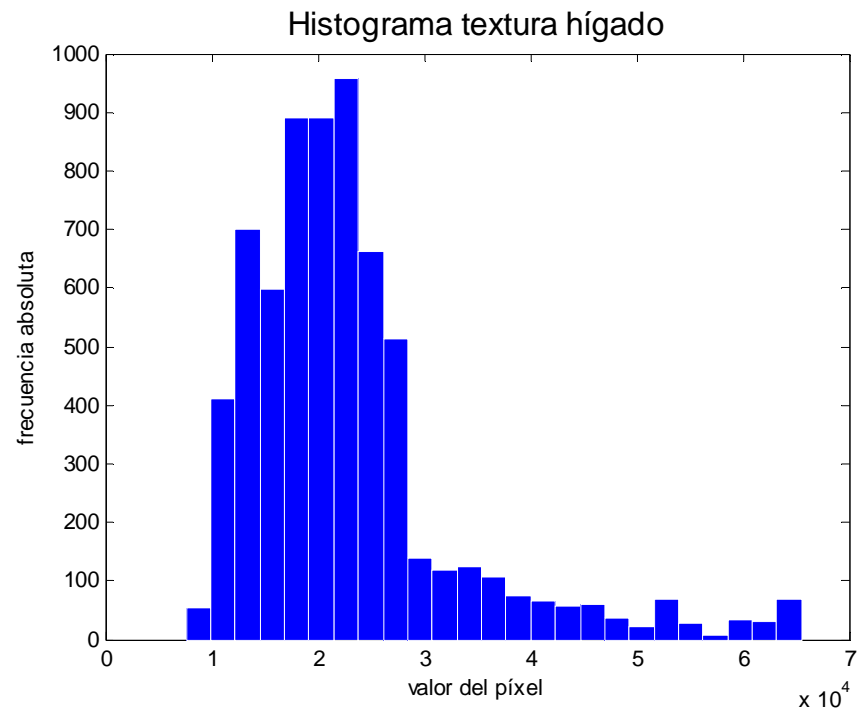


Textura	Variable	Valor	Textura	Variable	Valor	Textura	Variable	Valor
Tumor	Valor medio	44193	Arco	Valor medio	51406	Hígado	Valor medio	48874
	Mediana	43432		Mediana	51656		Mediana	48572
	Moda	43175		Moda	54483		Moda	46516
	Valor máximo	57310		Valor máximo	61936		Valor máximo	62193
	Valor mínimo	37521		Valor mínimo	35979		Valor mínimo	30069
	Rango	19789		Rango	25957		Rango	32124
	Varianza	14040009		Varianza	20675209		Varianza	21808900
	Desviación típica	3747		Desviación típica	4547		Desviación típica	4670

8.2.2 Parámetros aplicando mejora en el contraste

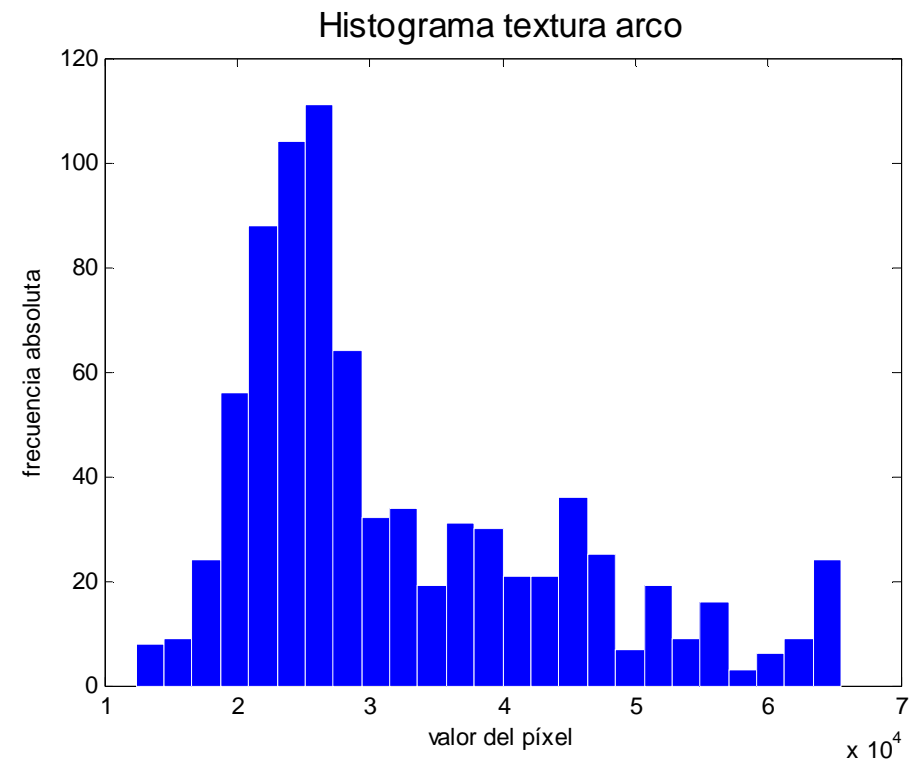
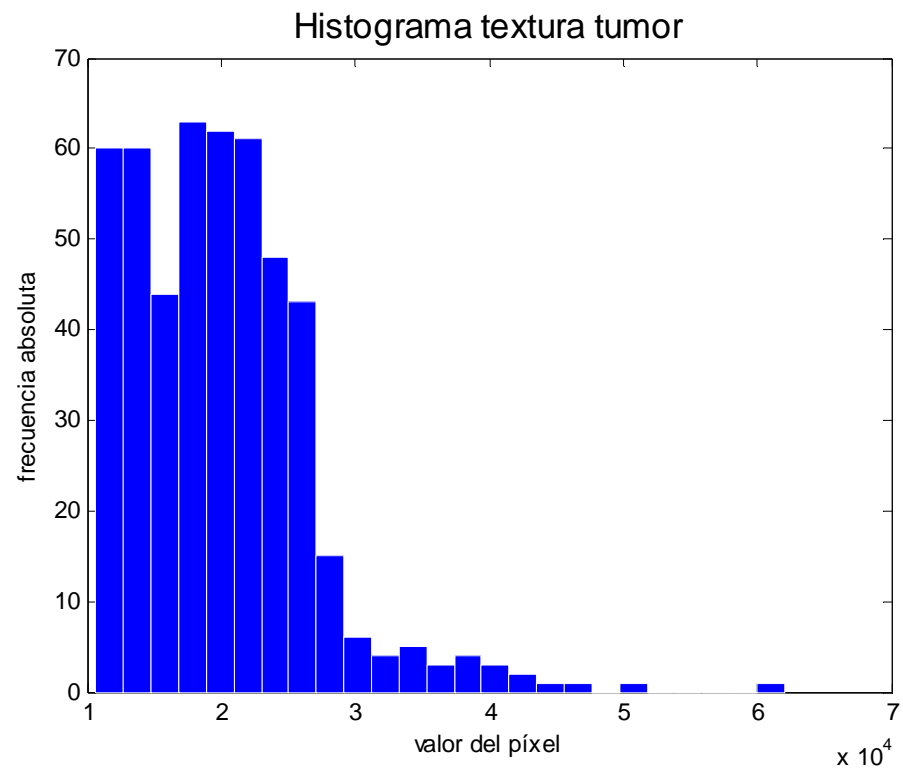
- Tumor 1 (trama 31)

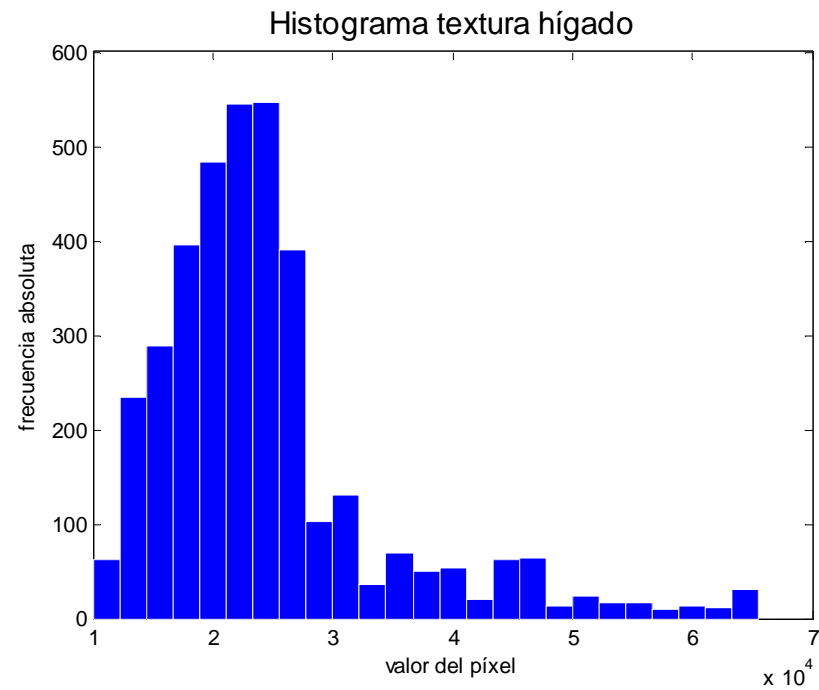




Textura	Variable	Valor	Textura	Variable	Valor	Textura	Variable	Valor
Tumor	Valor medio	17536	Arco	Valor medio	34044	Hígado	Valor medio	22848
	Mediana	15694		Mediana	29128		Mediana	20937
	Moda	14769		Moda	65535		Moda	18778
	Valor máximo	65535		Valor máximo	65535		Valor máximo	65535
	Valor mínimo	7604		Valor mínimo	10752		Valor mínimo	7604
	Rango	57931		Rango	54783		Rango	57931
	Varianza	56220004		Varianza	200817241		Varianza	105431824
	Desviación típica	7498		Desviación típica	14171		Desviación típica	10268

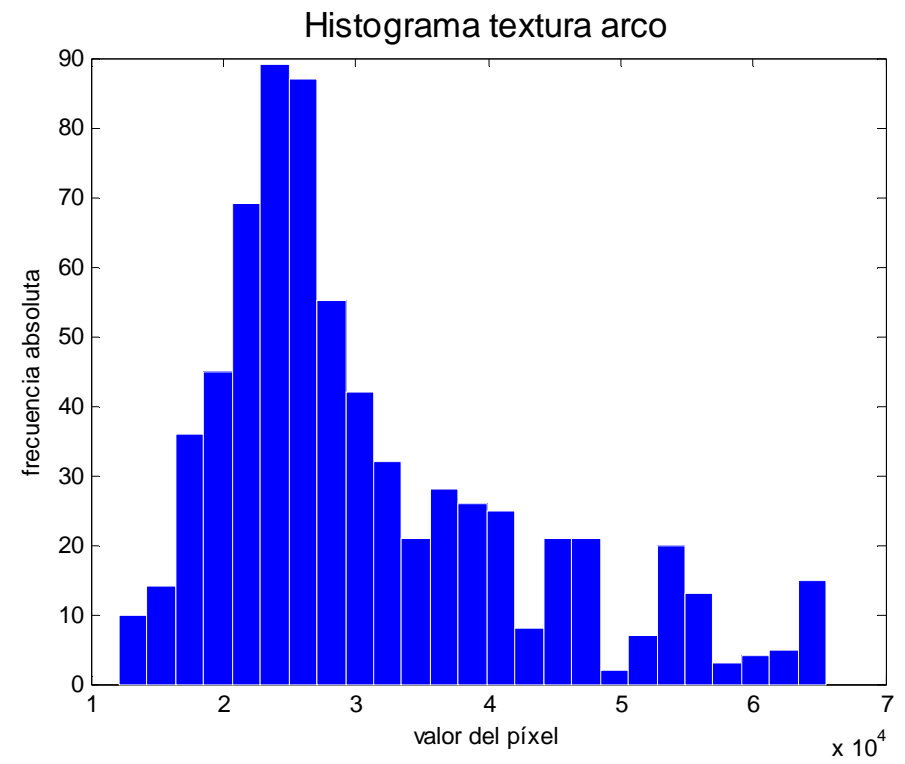
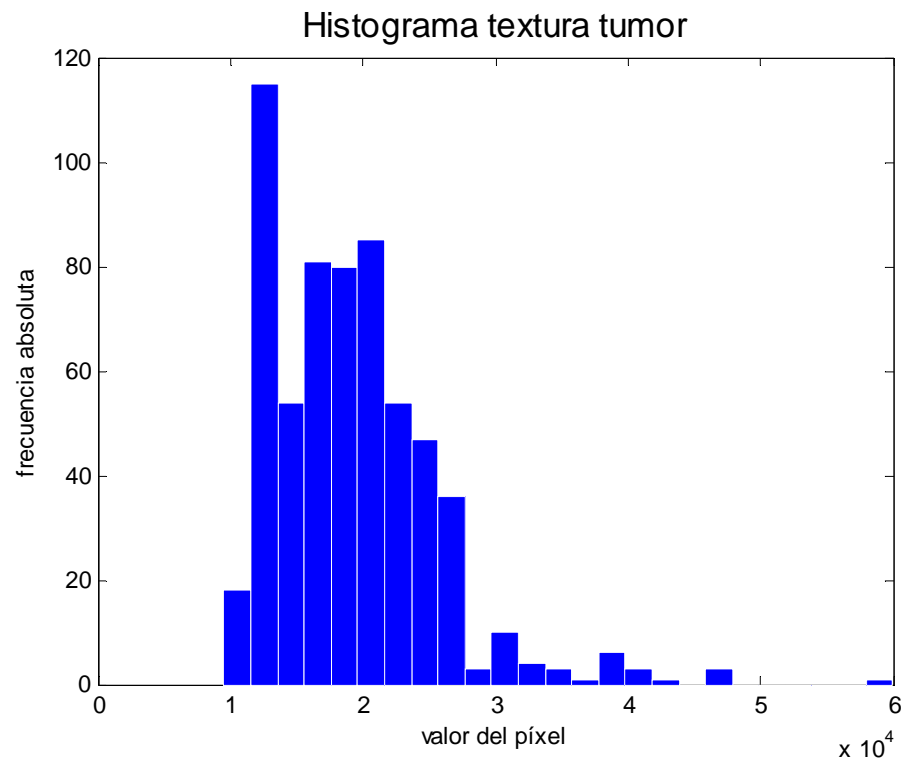
- Tumor 2 (trama 43)

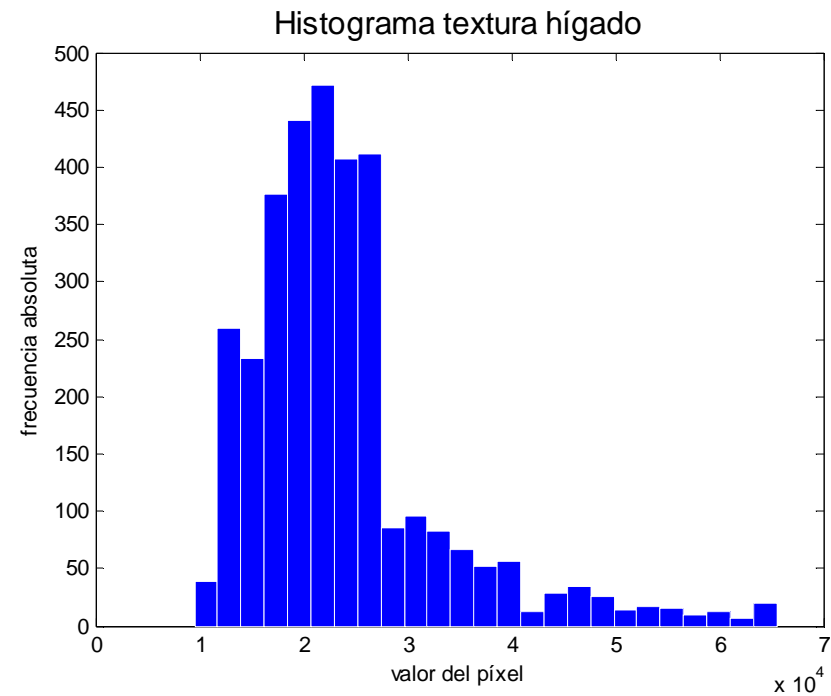




Textura	Variable	Valor	Textura	Variable	Valor	Textura	Variable	Valor
Tumor	Valor medio	20126	Arco	Valor medio	32220	Hígado	Valor medio	24424
	Mediana	19395		Mediana	27413		Mediana	22170
	Moda	17236		Moda	26488		Moda	21554
	Valor máximo	62024		Valor máximo	65535		Valor máximo	65535
	Valor mínimo	10676		Valor mínimo	12365		Valor mínimo	10061
	Rango	51348		Rango	53170		Rango	55474
	Varianza	47169424		Varianza	152374336		Varianza	94167616
	Desviación típica	6868		Desviación típica	12344		Desviación típica	9704

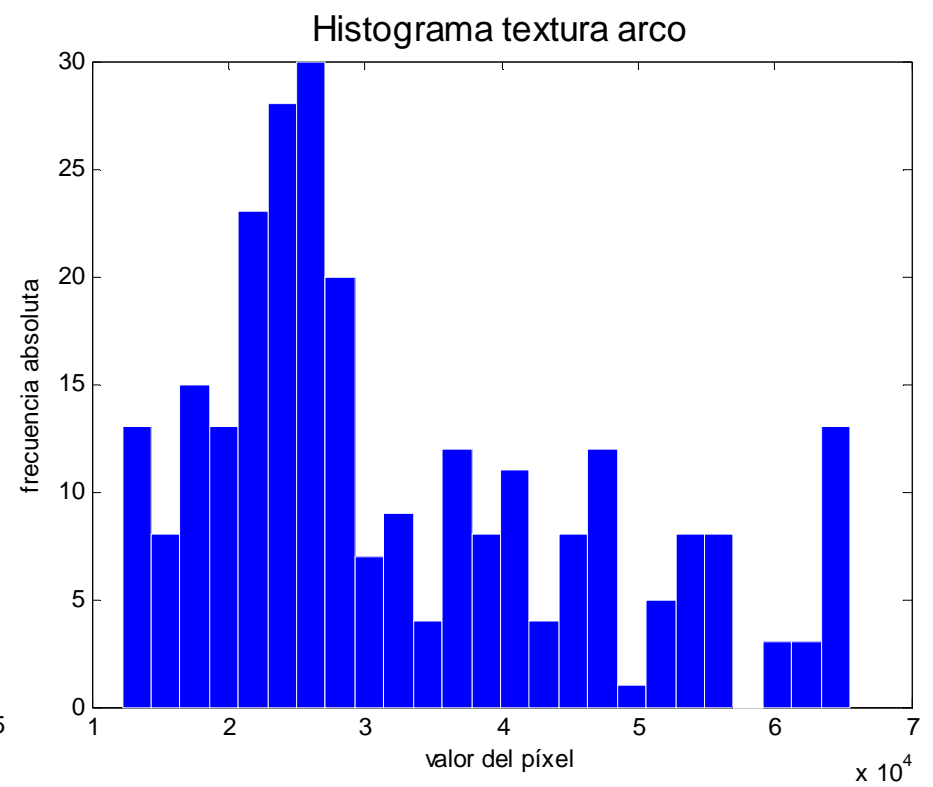
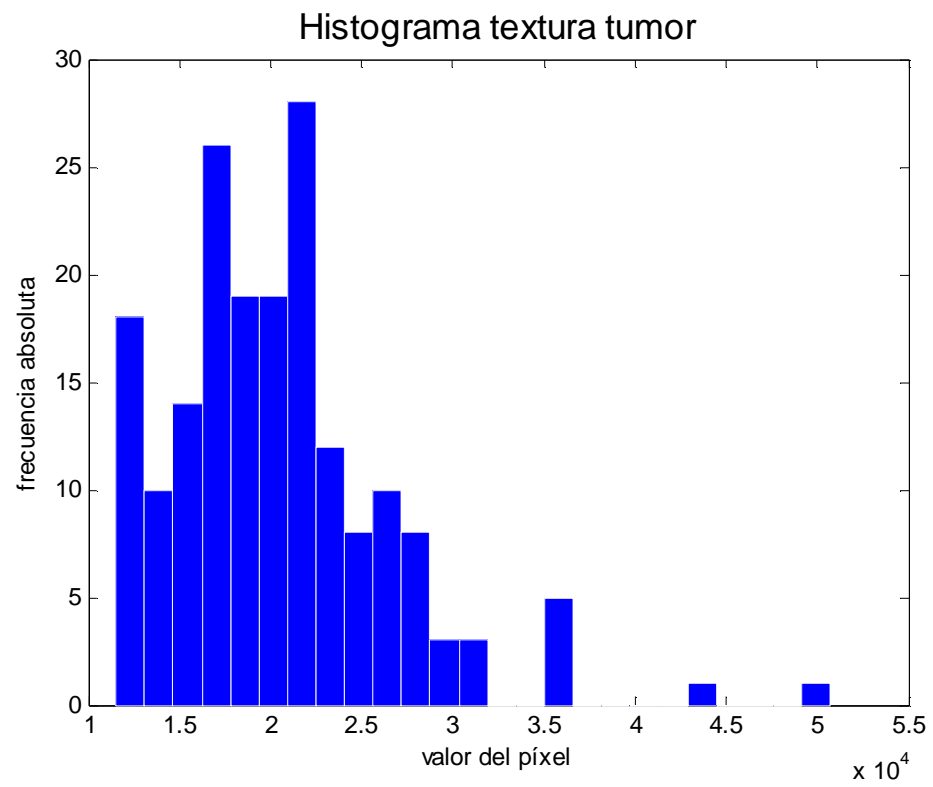
- Tumor 2 (trama 45)

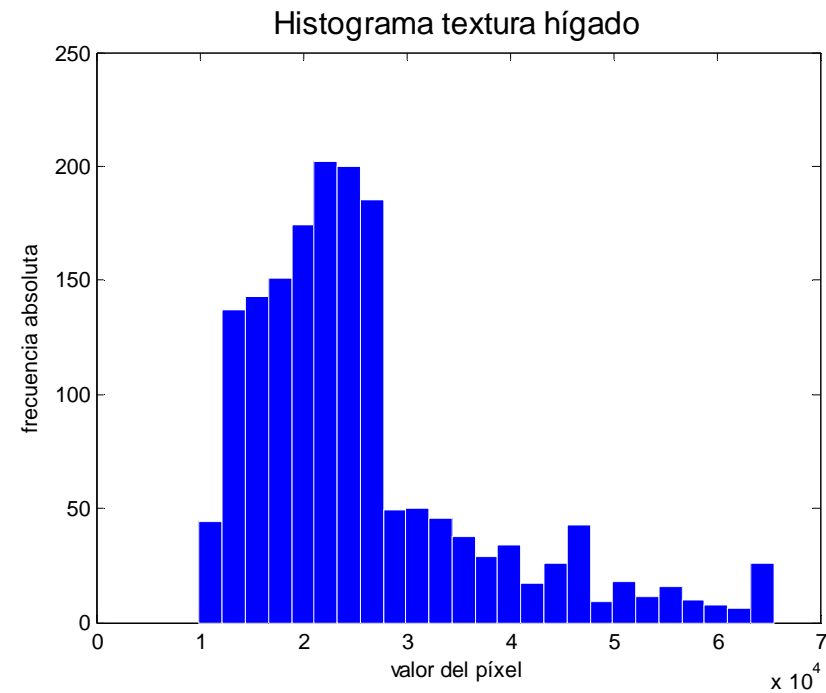




Textura	Variable	Valor	Textura	Variable	Valor	Textura	Variable	Valor
Tumor	Valor medio	19264	Arco	Valor medio	31147	Hígado	Valor medio	23855
	Mediana	18778		Mediana	26796		Mediana	22170
	Moda	19395		Moda	26180		Moda	20937
	Valor máximo	59968		Valor máximo	65535		Valor máximo	65535
	Valor mínimo	9524		Valor mínimo	12135		Valor mínimo	9524
	Rango	50444		Rango	53400		Rango	56011
	Varianza	39075001		Varianza	141467236		Varianza	89946256
	Desviación típica	6251		Desviación típica	11894		Desviación típica	9484

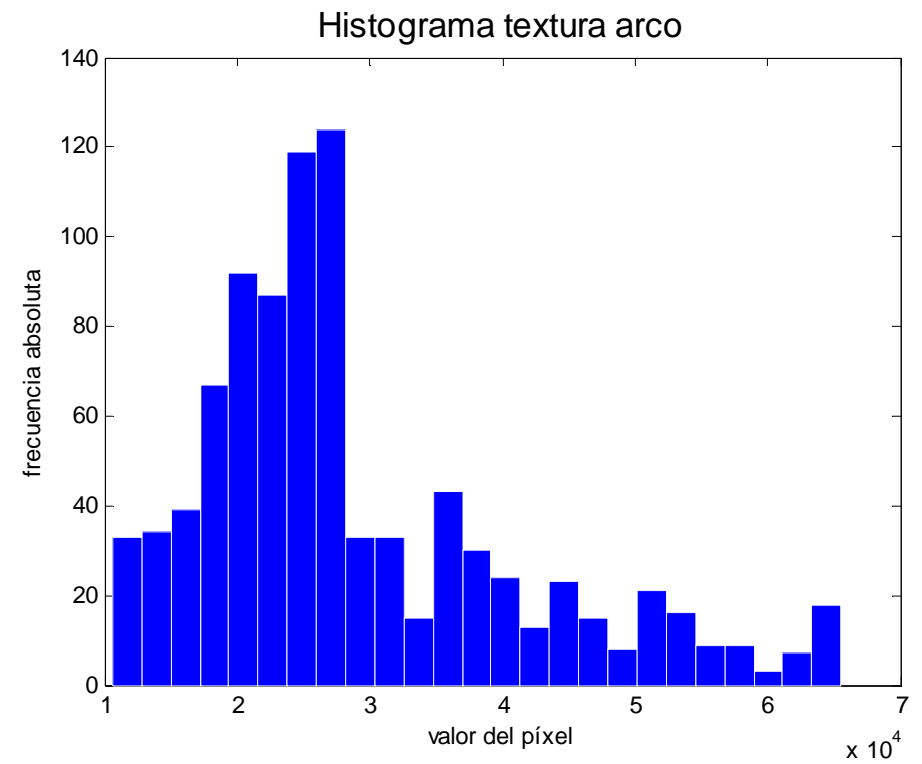
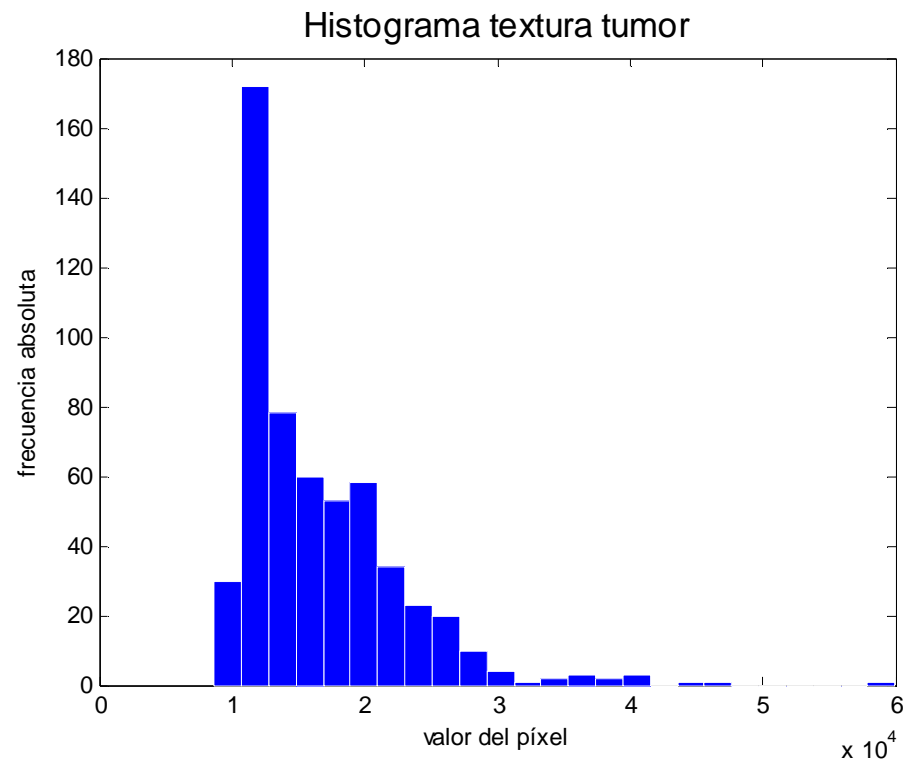
- Tumor 3 (trama 45)

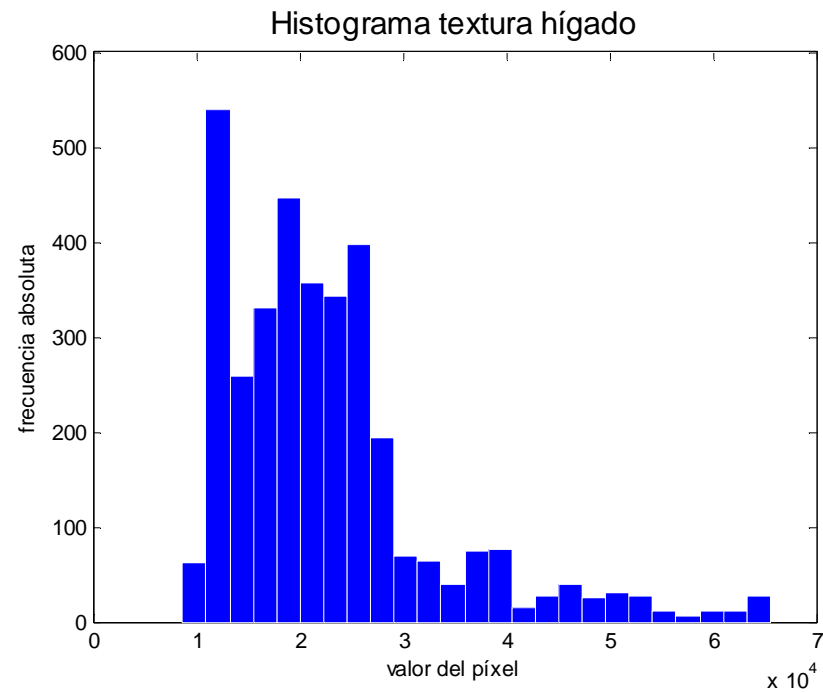




Textura	Variable	Valor	Textura	Variable	Valor	Textura	Variable	Valor
Tumor	Valor medio	20419	Arco	Valor medio	32744	Hígado	Valor medio	25645
	Mediana	19703		Mediana	27413		Mediana	22787
	Moda	17236		Moda	65535		Moda	24329
	Valor máximo	50716		Valor máximo	65535		Valor máximo	65535
	Valor mínimo	11520		Valor mínimo	12212		Valor mínimo	9984
	Rango	39196		Rango	53323		Rango	55551
	Varianza	36192256		Varianza	203689984		Varianza	132825625
	Desviación típica	6016		Desviación típica	14272		Desviación típica	11525

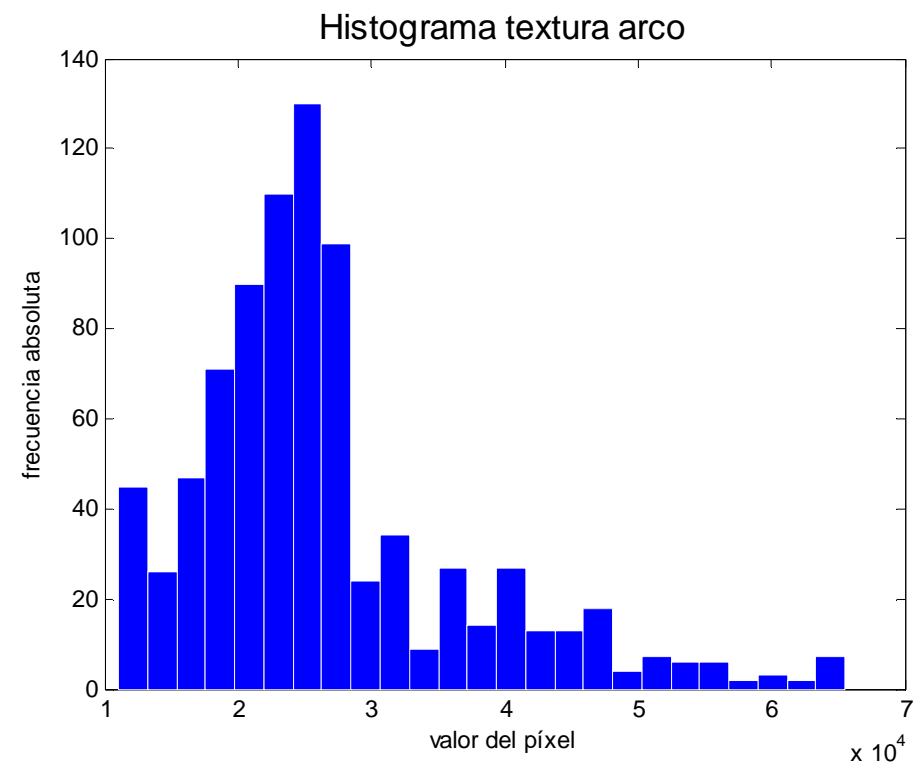
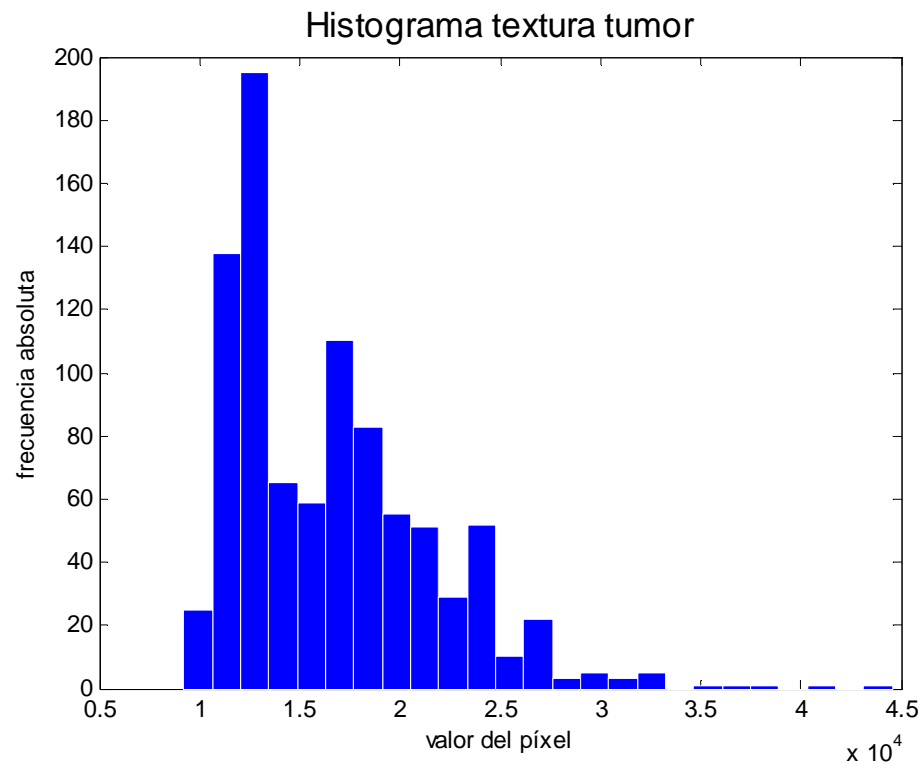
- Tumor 4 (trama 53)

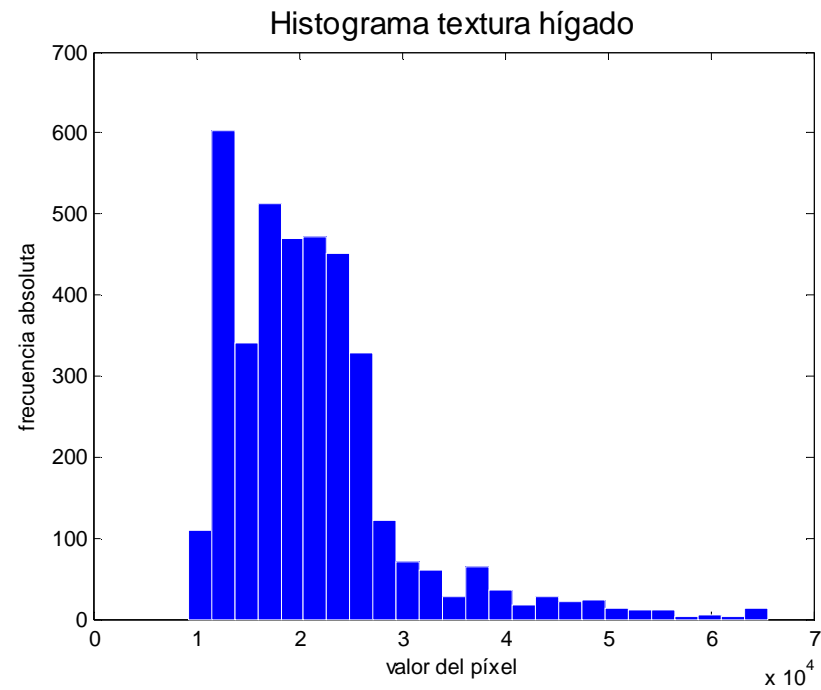




Textura	Variable	Valor	Textura	Variable	Valor	Textura	Variable	Valor
Tumor	Valor medio	16650	Arco	Valor medio	28911	Hígado	Valor medio	22932
	Mediana	14769		Mediana	25871		Mediana	20937
	Moda	16619		Moda	26796		Moda	24021
	Valor máximo	59968		Valor máximo	65535		Valor máximo	65535
	Valor mínimo	8679		Valor mínimo	10599		Valor mínimo	8679
	Rango	51289		Rango	54936		Rango	56856
	Varianza	38875225		Varianza	150307600		Varianza	107889769
	Desviación típica	6235		Desviación típica	12260		Desviación típica	10387

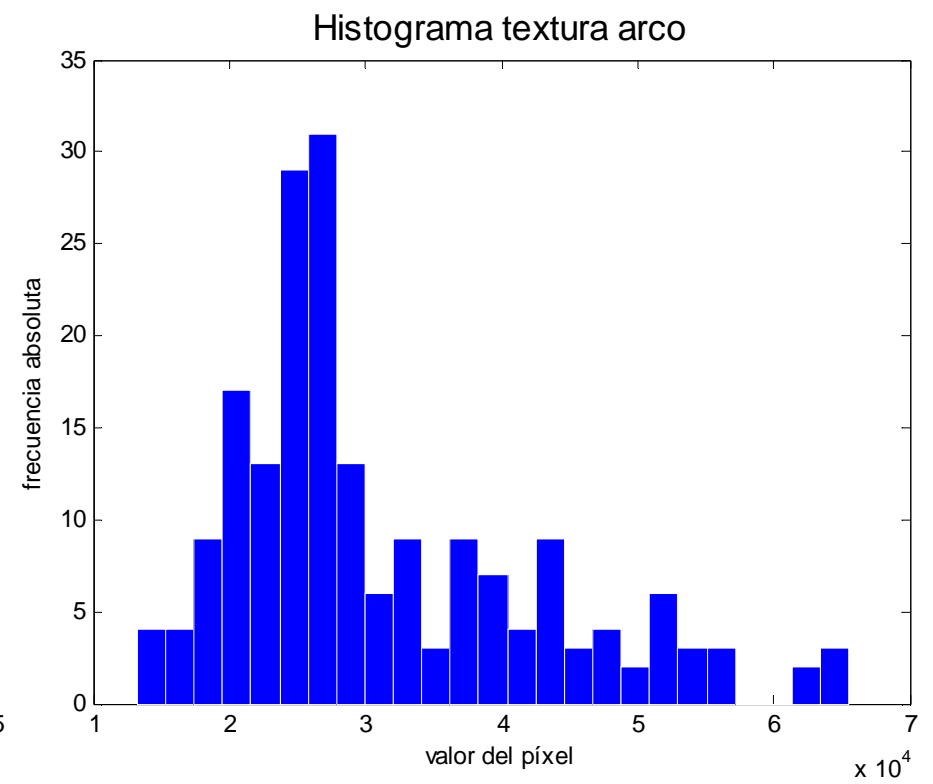
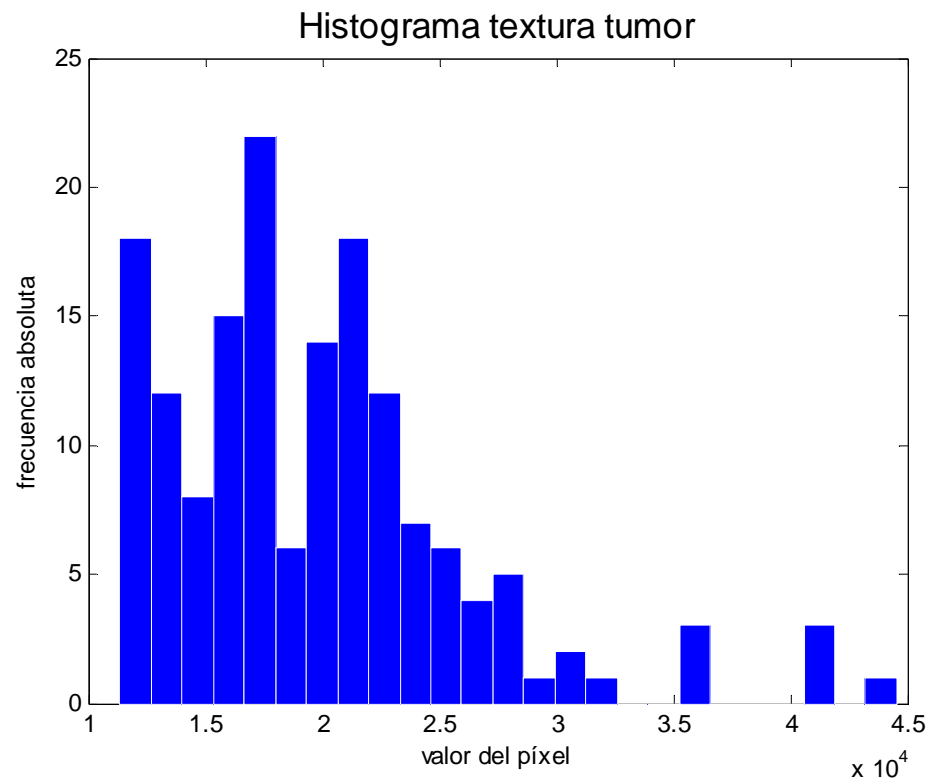
- Tumor 4 (trama 60)

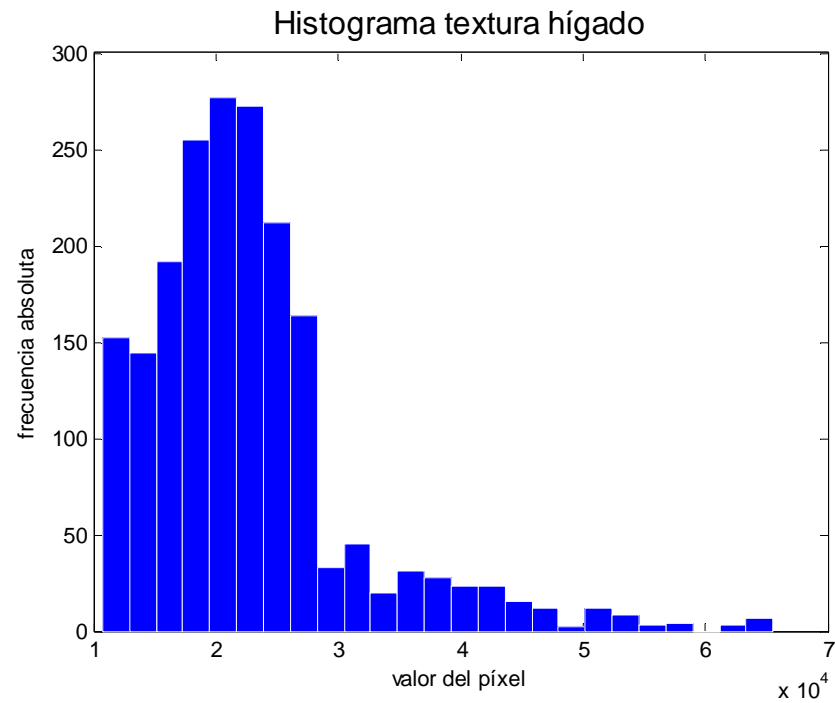




Textura	Variable	Valor	Textura	Variable	Valor	Textura	Variable	Valor
Tumor	Valor medio	16551	Arco	Valor medio	26670	Hígado	Valor medio	21369
	Mediana	15386		Mediana	24638		Mediana	20012
	Moda	16619		Moda	25563		Moda	16619
	Valor máximo	44548		Valor máximo	65535		Valor máximo	65535
	Valor mínimo	9217		Valor mínimo	11060		Valor mínimo	9217
	Rango	35331		Rango	54475		Rango	56318
	Varianza	24980004		Varianza	104346225		Varianza	74442384
	Desviación típica	4998		Desviación típica	10215		Desviación típica	8628

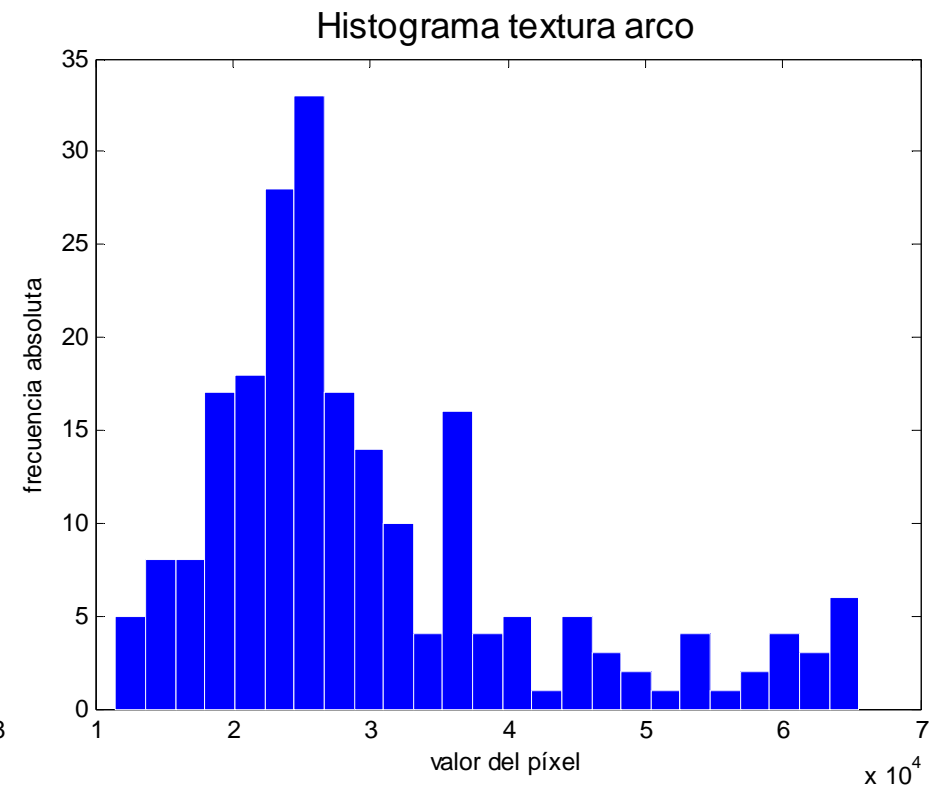
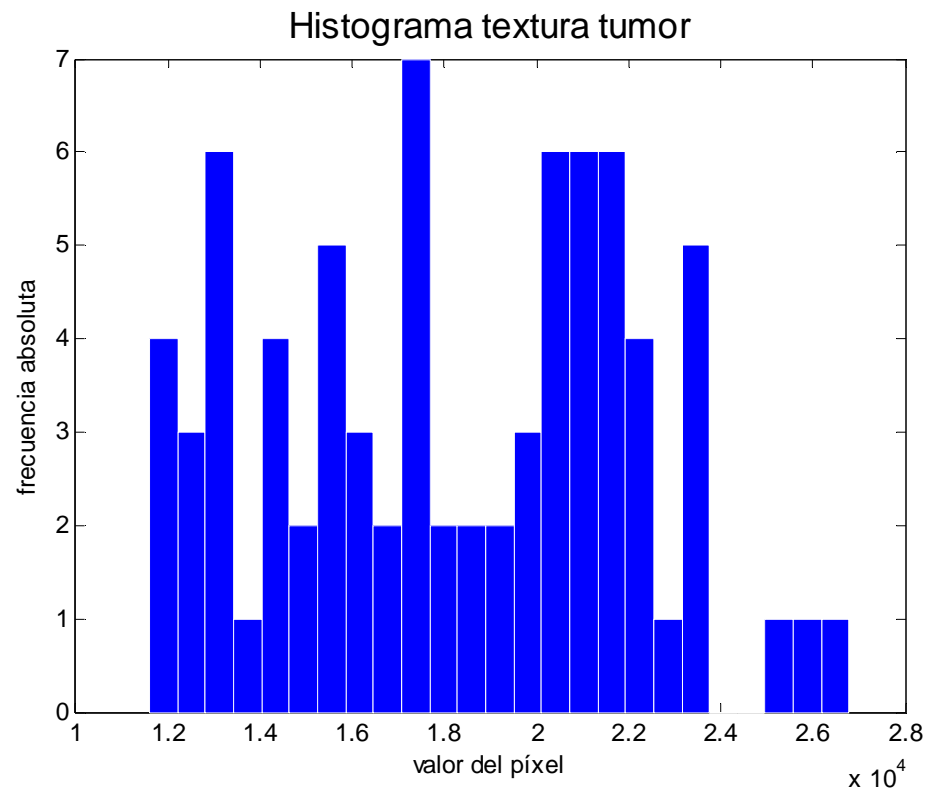
- Tumor 5 (trama 60)

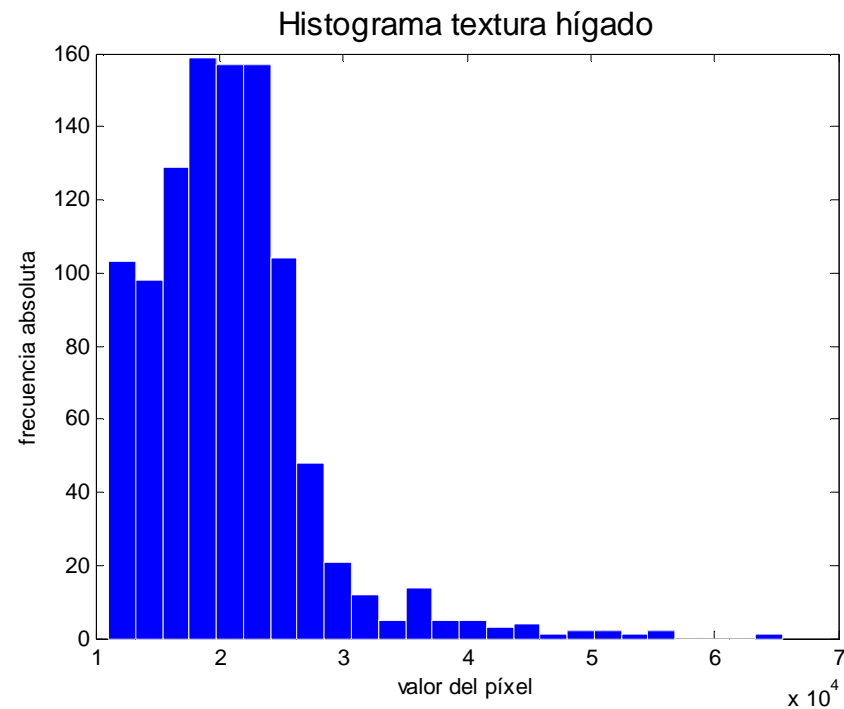




Textura	Variable	Valor	Textura	Variable	Valor	Textura	Variable	Valor
Tumor	Valor medio	19771	Arco	Valor medio	31138	Hígado	Valor medio	22675
	Mediana	18470		Mediana	27105		Mediana	21245
	Moda	16928		Moda	29128		Moda	17853
	Valor máximo	44548		Valor máximo	65535		Valor máximo	65535
	Valor mínimo	11367		Valor mínimo	13227		Valor mínimo	10752
	Rango	33181		Rango	52308		Rango	54783
	Varianza	41126569		Varianza	130165281		Varianza	71808676
	Desviación típica	6413		Desviación típica	11409		Desviación típica	8474

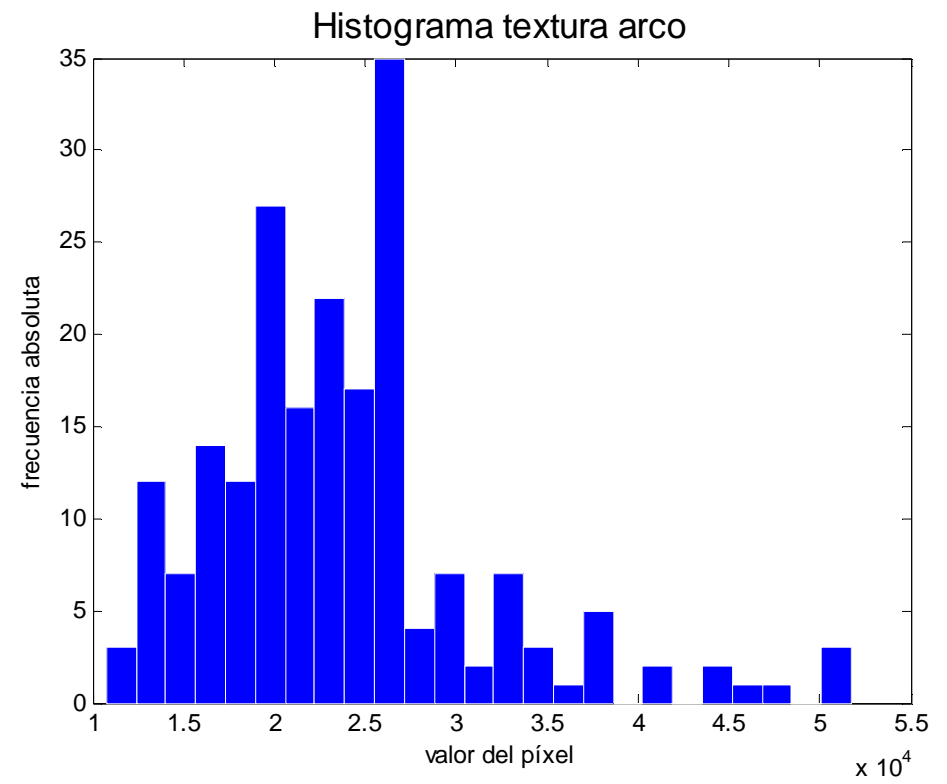
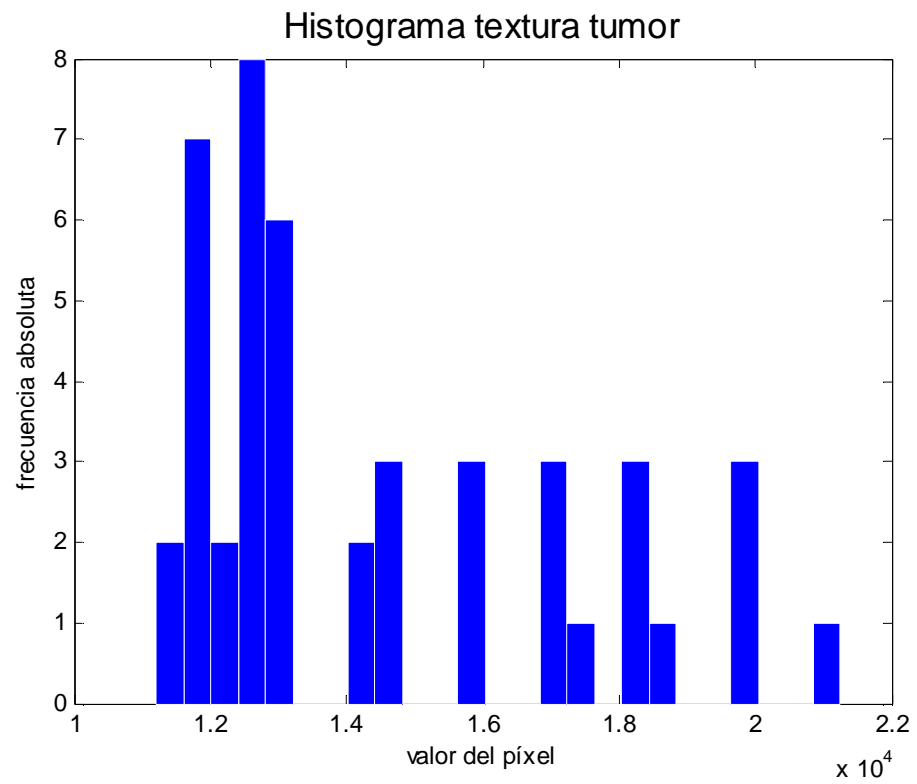
- Tumor 6 (trama 65)

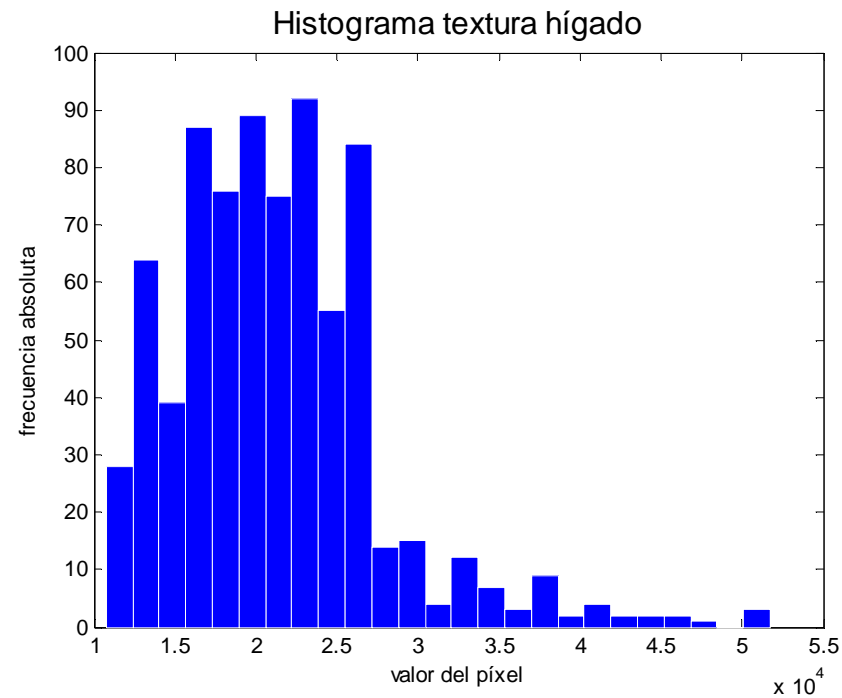




Textura	Variable	Valor	Textura	Variable	Valor	Textura	Variable	Valor
Tumor	Valor medio	18228	Arco	Valor medio	30020	Hígado	Valor medio	20859
	Mediana	18161		Mediana	26180		Mediana	20012
	Moda	20320		Moda	23404		Moda	22479
	Valor máximo	26796		Valor máximo	65535		Valor máximo	65535
	Valor mínimo	11597		Valor mínimo	11520		Valor mínimo	11060
	Rango	15199		Rango	54015		Rango	54475
	Varianza	15280281		Varianza	155276521		Varianza	41190724
	Desviación típica	3909		Desviación típica	12461		Desviación típica	6418

- Tumor 7 (trama 79)





Textura	Variable	Valor	Textura	Variable	Valor	Textura	Variable	Valor
Tumor	Valor medio	14441	Arco	Valor medio	23782	Hígado	Valor medio	21279
	Mediana	12903		Mediana	22787		Mediana	20937
	Moda	12903		Moda	26180		Moda	22787
	Valor máximo	21245		Valor máximo	51744		Valor máximo	51744
	Valor mínimo	11213		Valor mínimo	10752		Valor mínimo	10752
	Rango	10032		Rango	40992		Rango	40992
	Varianza	7784100		Varianza	57577744		Varianza	41088100
	Desviación típica	2790		Desviación típica	7588		Desviación típica	6410

9. BIBLIOGRAFÍA

- Apuntes *Tratamiento de la señal I*, autor: F. Clariá
- Apuntes *Transformada Z, sistemas retroalimentados discretos y filtrado digital*, autor: F. Clariá
- Manual de Matlab *Product Help*.